

**Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und
Kieferheilkunde des Fachbereichs Medizin
der Philipps-Universität Marburg**

Abteilung für Zahnerhaltungskunde
Direktor: Prof. Dr. Roland Frankenberger

**Temperaturveränderungen im Pulpakavum eines Zahnes
während der Einwirkung von
LED-Polymerisationslampen**

Inauguraldissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin
dem Fachbereich Medizin
der Philipps-Universität Marburg
vorgelegt von

Franz Pleier
aus Neustadt a. d. Waldnaab
Marburg 2018

Angenommen vom Fachbereich Medizin
der Philipps-Universität Marburg am 10.08.2018

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan: Prof. Dr. Helmut Schäfer

Referent: Prof. Dr. Andreas Braun

1. Korreferent: Prof. Dr. Thorsten Auschill

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	5
1.1	Histologischer Aufbau eines Zahnes.....	5
1.2	Geschichte der Polymerisationslampen	9
1.3	Funktionsweise einer LED-Polymerisationslampe	12
1.4	Reizübertragung am Zahn	15
1.5	Ziel der Arbeit	16
2	Material und Methode	19
2.1	Verwendetes Zahnmaterial und Vorbereitung	19
2.2	Versuchsaufbau	20
2.3	Durchflussraten	22
2.4	Temperatureinstellungen.....	22
2.5	Vorstellung der untersuchten LED-Polymerisationslampen.....	23
2.6	Versuchsdurchführung	24
2.7	Versuche.....	25
2.7.1	Erste Vorversuchsreihe	25
2.7.2	Schlussfolgerungen aus der ersten Vorversuchsreihe	26
2.7.3	Zweite Vorversuchsreihe.....	28
2.7.4	Hauptversuch.....	32
2.8	Datenerfassung und statistische Auswertung.....	33
3	Ergebnisse der Hauptversuche.....	35
3.1	Ergebnisse der einzelnen LED-Polymerisationslampen	35
3.1.1	3M Espe Elipar.....	35
3.1.2	Ivoclar Vivadent Bluephase Style	37
3.1.3	Dentsply Smartlite.....	39
3.1.4	Voco Celalux2.....	40
3.2	Vergleich der LED-Polymerisationslampen	41
3.2.1	Vergleich der Lampen mit den DeltaMax-Werten im Bereich P.....	42
3.2.2	Vergleich der Lampen mit den DeltaMax-Werten in den Bereichen D und SD.....	44
3.2.3	Vergleich der Lampen mit den Delta40s-Werten in allen drei Bereichen P, D und SD.....	45
4	Diskussion.....	47
4.1	Diskussion der Ergebnisse	47
4.2	Diskussion der Methode.....	50
4.3	Klinische Relevanz	53
5	Zusammenfassung	55
6	Anhang.....	57
	Abbildungs- und Tabellenverzeichnis	69
	Literaturverzeichnis.....	73
	Lebenslauf.....	Fehler! Textmarke nicht definiert.

Liste akademischer Lehrer	77
Danksagung.....	78

Die restlichen 5 Gew% bestehen aus organischer Matrix (Proteine, Lipide, Spuren von Kohlenhydraten sowie Ziträt und Laktat) und Wasser. Der Schmelz wird bei der Zahnentwicklung von Ameloblasten gebildet. Diese bilden sich aber nach der Mineralisation des Schmelzes wieder zurück. Die Apatitkristalle des Schmelzes ordnen sich in sogenannten Schmelzprismen bzw. Schmelzstäben an. Diese erstrecken sich ohne Unterbrechung von der Schmelz-Dentin-Grenze bis kurz vor die Schmelzoberfläche. Jedes Schmelzprisma wird aus etwa 100 sechseckigen Schmelzkristallen gebildet. Der Durchmesser eines Prismas beträgt ca. 4 – 5 μm , nimmt aber zur Schmelzoberfläche hin zu. Die Schmelzprismen sind nicht parallel oder geradlinig angeordnet, sondern in Büscheln ineinander verflochten. Dadurch ergeben sich im lichtmikroskopischen Bild der Schmelzprismen abwechselnd dunkle und helle Streifen (Hunter-Schreger-Streifen), je nachdem ob die Prismen im Schnitt in der Quer- oder in der Längsrichtung getroffen werden. Parallel zu Zahnoberfläche lassen sich weitere Streifen im Schmelz erkennen (Retzius-Streifen). Diese sind Wachstumslinien, die aufgrund der periodisch stattfindenden Verkalkung des Schmelzes entstanden sind. Einige von ihnen zeigen sich an der Schmelzoberfläche als feine, zur Schneidekante parallele Erhebungen, die Perikymatien. Die oberste Schmelzschicht (20 – 80 μm) ist prismenfrei (Lehmann, 2008 und Hellwig, 2013).

Das Dentin ist im Gegensatz zum Schmelz ein lebendes und weniger mineralisiertes Gewebe. Es besteht zu 70 Gew% aus anorganischem und zu 20 Gew% aus organischem Material (hauptsächlich Kollagen und kollagenartige Verbindungen), der restliche Teil besteht aus Wasser. Der anorganische Teil besteht ebenso wie beim Schmelz aus kristallinem Apatit. Die Kristalle sind hier aber kleiner und nicht als Prismen angeordnet. Dentin ist hochelastisch, verformbar und weniger hart als der Schmelz, es ist zudem weitaus permeabler. Das Dentin wird zeitlebens von Odontoblasten gebildet, die die Zahnpulpa ummanteln (Hellwig, 2013). Ausgehend von jedem Odontoblasten durchzieht ein Dentinkanälchen/-tubulus das Dentin (Gängler et al., 2005). Es ist umstritten, ob die Dentintubuli bis zur Schmelz-Dentin-Grenze reichen. Der Durchmesser der Tubuli ist pulpanah etwa 4 – 5 μm und nimmt zur Peripherie hin ab. Die Tubuli enthalten die Odontoblastenfortsätze, welche das Dentin zeitlebens physiologisch versorgen. Die Odontoblastenfortsätze ragen mit ihren Seitenästen weit in das intertubuläre Dentin und stehen untereinander in Verbindung. In den Kanälchen sind die Odontoblastenfortsätze von Flüssigkeit und organischen Spurenelementen umgeben. Nur im Prädentin und pulpanahen Dentin lassen sich in den Dentinkanälchen auch einzelne Nervenfasern finden. In der Peripherie fehlen diese Nervenfasern gänzlich. Während der gesamten Lebensdauer eines Zahnes wird Dentin gebildet. Dentin, welches bis zum

Abschluss des Wurzelwachstums angelegt ist, wird Primärdentin genannt. Zeitlebens wird regulär Sekundärdentin gebildet. Da die Dentinbildung von den Odontoblasten ausgeht, welche die Pulpakammer auskleiden, wird dadurch die Pulpakammer im Laufe des Lebens immer kleiner. Tertiärdentin wird als Abwehr gegen einen einwirkenden Reiz gebildet. Dies können zum Beispiel Attrition, Karies oder iatrogene Schäden sein (Steiniger, 2010 und Hellwig, 2013).

Das Wurzelzement (Cementum) setzt sich aus ca. 60 Gew% anorganischer Substanz, 27 Gew% organischer Substanz sowie 13 Gew% Wasser zusammen. Es ist somit die am wenigsten mineralisierte Zahnhartsubstanz. Das Zement überzieht die komplette Zahnwurzel. Es enthält kollagene Fasern, welche von der Wurzelhaut des Zahnes einstrahlen (Sharpey-Fasern). Genauso wie das Dentin kann auch Zement zeitlebens nachgebildet werden. So kann es im Verlauf von 60 Jahren seine Dicke verdreifachen bis auf ca. $\frac{1}{2}$ mm. Der Zahn ist über die Sharpey-Fasern in der Alveole mit dem Kieferknochen verbunden. Demnach ist das Wurzelzement gleichzeitig Bestandteil des Zahnes sowie des Zahnhalteapparates (Parodontiums) (Lehmann, 2008 und Hellwig, 2013).

Die Zahnhartsubstanzen umgeben die Zahnpulpa. Diese Pulpa lässt sich makroskopisch in die Kronen- und die Wurzelpulpa aufteilen (Lehmann, 2008). Das Gewebe der Pulpa ist ein lockeres spezialisiertes Bindegewebe. Es besteht aus Zellen, einer interzellulären Grundsubstanz mit retikulären und kollagenen Fasern, sowie aus Blutgefäßen und Nerven (Schroeder, 1996). Funktionell gesehen ist die Pulpa ein Platzhalter für das ständig neu gebildete Dentin. Diese Neubildung geht von den Odontoblasten aus, die die gesamte Pulpakammerwand als Saum auskleiden und auf äußere Reize reagieren (Klimm, 2011). Die Odontoblastenkörper sind untereinander über spezialisierte Zell-zu-Zell-Verbindungen wie Desmosomen, Gap junctions und Tight junctions verbunden (Trowbridge, 1998).

Die Kronenpulpa besteht aus lockermaschigem netzförmigen Bindegewebe. In dieses sind zahlreiche Blutgefäße und Nervenfasern eingebettet. Die Blutgefäße und Nervenfasern erreichen die Kronenpulpa über das Foramen apicale. Die Blutgefäße zweigen sich in der Kronenpulpa in ein dichtes Kapillarnetz auf und versorgen die Odontoblasten. Subodontal findet sich ein Nervenplexus (Raschkow'scher Plexus). Dieser besteht aus schnellleitenden Nervenfasern, welche ausschließlich für die Schmerzrezeption verantwortlich sind. Freie Nervenendigungen durchdringen die Odontoblastenschicht und sind im Prädentin mindestens bis zur Mineralisationsgrenze auffindbar (Gängler et al., 2005). Ob reguläre Lymphgefäße innerhalb gesunden Pulpagewebes vorkommen, ist noch nicht endgültig geklärt (Lan et al.,

2013). Es lassen sich aber entsprechende morphologische Hinweise erkennen (Marchetti et al., 1990, 1992).

In der Wurzelpulpa kommen neben dem lockeren Bindegewebe auch kollagene Fasern vor (Abb. 1.2). In diese sind die Blutgefäße sowie die Nervenfasern eingebettet. Auch die Wurzelpulpa ist mit einem Odontoblastensaum ausgekleidet. Im Bereich des Foramen apicale geht das Pulpagewebe in das parodontale Gewebe über (Baumann und Beer, 2008).

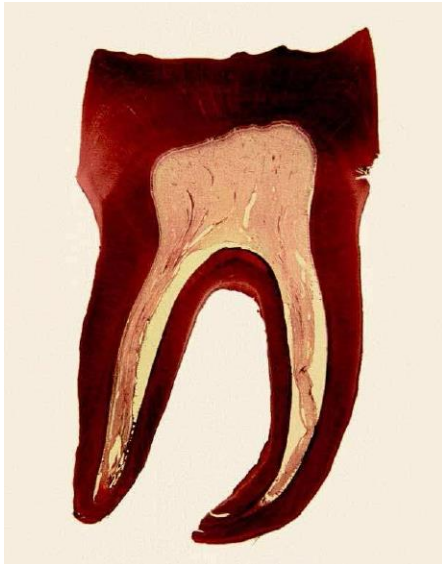


Abb. 1.2 Histologischer Schnitt eines Molaren durch dessen Pulpa (Baumann und Beer, 2008)

Die Pulpa geht aus embryologischen, topographischen und funktionellen Gegebenheiten mit dem Dentin eine strukturell-funktionelle Einheit ein (Klimm, 2011). Die vier Aufgaben dieser Einheit werden maßgeblich durch den spezifischen Gefäßapparat und den Nervenplexus der Pulpa erfüllt. Sie sind von formativer (dentinbildender), nutritiver, sensorischer und defensiver Art. Die Pulpa kann so auf thermische, chemische, osmotische und mechanische Reize reagieren. Die Regenerationsfähigkeit der endodontalen Blutgefäße ist durch Umbau und Neubildung immens. Es können bei Bedarf neue Kapillaren sprossen, die sich mitunter auch in Sekundär- oder Tertiärdentin einlagern (Vasodentin), oder aus Mikrozirkulationselementen neue Gefäße gebildet werden. Im Alter sinkt die Zahl der Mikrozirkulationselemente und es vergrößert sich der Abstand unter den Kapillarschlingen sowie unter den Odontoblasten. Dadurch verringert sich die Blutzirkulation. Die Blutzirkulation der Pulpa kann sich gegenüber Kälteeinwirkung gut adaptieren. Dagegen kann die Einwirkung von Wärme schnell irreversible Schäden setzen, sofern eine Temperatur über 40°C erreicht wird (Gängler et al., 2005).

Ein anderer diesbezüglicher Temperaturwert von 42,2°C wird von Zach und Cohen (1965) angegeben. In deren in vivo-Studie am Rhesus-Affen konnte in 15% der Fälle ab dieser

Temperatur eine Pulpanekrose nachgewiesen werden. Bei einer Temperaturerhöhung auf 47,7°C konnte sogar in 60% der Zähne eine Nekrose festgestellt werden. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass ab einer Temperaturerhöhung von 5,5 K (Kelvin) ein irreversibler Schaden des Pulpagewebes möglich ist. Auch wenn sich die Ergebnisse des Tierversuchs nicht eins zu eins auf den menschlichen Zahn übertragen lassen, kann man zu der Aussage kommen, dass Hitzeeinwirkung der Pulpa schaden kann (Braun et al., 2015).

1.2 Geschichte der Polymerisationslampen

Die Aushärtung von Kompositen mit Licht (Photopolymerisation) hat sich in der Zahnmedizin fest etabliert. Unzählige Komposite, Ädhäsive oder Befestigungsmaterialien werden mit Licht ausgehärtet. Mehrere verschiedene Arten von Polymerisationsgeräten wurden bzw. werden im zahnärztlichen Alltag angewendet. Hierzu zählen die UV-Lampen, Halogengeräte, Plasmageräte, Lasersysteme und LED-Geräte (LED = Licht emittierende Diode). Die Halogen- und LED-Geräte sind heutzutage die gängigsten (Todd und Völkel, 2016).

Die Polymerisationsgeräte entwickelten sich Hand in Hand mit den Restaurationsmaterialien. Zahnfarbene Zweikomponentenmaterialien härteten Anfang der 1960er-Jahre noch rein chemisch aus. Die radikalische Polymerisation dieser selbsthärtenden Komposite erfolgte durch den Zerfall von Benzoylperoxid. Der erste Schritt in der Entwicklung von modernen Kompositen gelang Bowen, der 1962 eine Bis-GMA-Monomer-Rezeptur mit feinem Quarzsand als Füller synthetisierte (Todd und Völkel, 2016). Zu den ersten lichtgehärteten Materialien zählte ein durch ultraviolettes Licht (UV-Licht) aktivierter Fissurenversiegler (Buonocore, 1970). Die erste UV-Lampe wurde in den 70er-Jahren entwickelt. Die Technologie hierfür kam aus den Bereichen Druckerei, Malerei sowie der Beschichtungsindustrie (Parul et al., 2014). Diese Lampen waren aber eher ungeeignet, da sie eine geringe Durchhärtungstiefe aufwiesen (Tirtha et al., 1982). Zudem waren die Geräte potenziell schädlich für Augen (Verbrennungen der Hornhaut und Bildung von Katarakten) und für das Weichgewebe (Main et al., 1983).

Durch die Einführung von Kompositen, die mit sichtbarem Licht ausgehärtet werden konnten, lösten die Halogengeräte die UV-Lampen ab. In diesen Kompositen war Kampferchinon der am häufigsten verwendete Lichtinitiator. Die erste Kompositfüllung, die mit sichtbarem Licht ausgehärtet wurde, legte Dr. Bassoiuny im Jahre 1976 in Manchester (Großbritannien) an der Turner School of Dentistry. Für die Polymerisation kam eine Quarz-Wolfram-Halogen-Lichtquelle zum Einsatz. Diese bestand unter anderem aus einer Isolierverglasung und einem Bandpassfilter, der nur eine Wellenlänge zwischen 400 und 550 Nanometer (nm) transmittie-

ren ließ. Dieser Wellenbereich war nötig, um das Kampferchinon reagieren zu lassen (Todd und Völkel, 2016). Die Blaulicht-Halogenlampen erreichten in den 1980er-Jahren einen sehr hohen Stellenwert in der Zahnheilkunde. Diese Lichtquelle besteht aus einem Wolfram-Glühfaden in Edelgas sowie einer kleinen Menge eines Halogens, vorzugsweise Jod oder Brom. Die Halogenlampen (Abb. 1.3) gelten als zuverlässig und können alle gängigen Komposit-Materialien aushärten. Zu ihren Nachteilen zählen aber die hohe Hitzeentwicklung, welche einen geräuschvollen internen Lüfter benötigt, sowie die kurze Lebensdauer der Glühbirne von ca. sechs Monaten (Mahn, 2011). In den 1990er-Jahren wurden bei den Halogenlampen Fortschritte hinsichtlich der Lichtleistung (bis zu 3000 mW/cm^2) und kürzerer Belichtungszeit erzielt, um mit den zu dieser Zeit eingeführten Plasmalampen konkurrieren zu können (Caughmann, 1995 und Rueggeberg, 2011).



Abb. 1.3 Fotografie einer „alten“ Halogenlampe mit Netzbetrieb (Hoffmann, 2015)

Die Plasmalampen wurden im Jahre 1998 in die Zahnheilkunde eingeführt (Mahn, 2011). Diese Lichtquelle setzt sich aus zwei Wolfram-Elektroden in einer gasgefüllten Hochdruckkammer zusammen. Eine Gasentladung wird durch ein hohes elektrisches Potential ausgelöst, das hierbei gebildete Plasma leuchtet hell (Rueggeberg, 2011). Durch die extrem hohe Leistung dieser Lampen konnte die Belichtungszeit auf wenige Sekunden verkürzt werden. Diese Geräte waren aber sehr teuer. Außerdem hatten sie wie einige LED-Polymerisationslampen oder Lasersysteme das Problem, dass die abgestrahlte Wellenlänge inkompatibel mit den Photoinitiatoren einiger Kompositmaterialien war (Hofmann, 2000). Studien von Park et al. (2002) und Sharkey et al. (2001) deuten darauf hin, dass die empfohlenen zu kurzen Belichtungszeiten für eine ausreichende Polymerisation nicht ausreichen würden, auch wenn der Initiator und die abgestrahlte Wellenlänge zueinander passen.

Laserlampen, wie zum Beispiel das Argon-Laser-System, wurden wie die Plasmalampen aufgrund einer gewünschten kürzeren Belichtungszeit entwickelt. Der Argonlaser emittiert monochromatisches Licht mit einer schmalen Bandbreite im blaugrünen Spektrum. Die hohe Energieausbeute bei 488 nm führt zu einer rapiden Polymerisation der dentalen Komposite. Lasersysteme benötigen aber größere Kapazitäten für die Stromversorgung und Kühlung, was sie extrem unhandlich macht (Abb. 1.4). Außerdem sind diese Systeme sehr teuer (Parul et al., 2014). Darüber hinaus ist in den USA die Benutzung der Laserlampen den zahnärztlichen Fachangestellten untersagt. So konnten sich diese Lichtquellen nicht im Markt etablieren. Beim Bleichen von vitalen Zähnen findet der Argon-Ionen-Laser aber mitunter heute noch in Europa Anwendung (Cassoni, 2007). Auch wenn sich die Lasersysteme nicht im Anwendungsgebiet der Polymerisation behaupten konnten, sind sie im Bereich der Weichgewebschirurgie, Parodontalbehandlung, Kariestherapie oder Endodontie nicht mehr wegzudenken.



Abb. 1.4 Dentales Laser System zur Polymerisation von Kompositen (General Project 2017)

Mitte der 1990er Jahre wurden erstmals LED-Geräte vorgestellt, die blaues Licht emittieren. In den Handel kam die erste LED-Polymerisationslampe im Jahre 2000. Lichtemittierende Dioden (LED) erzeugen aus elektrischer Energie optische Strahlung (Todd und Völkel, 2016). Die LED-Geräte sind effizienter als die bisherigen Lichtquellen in der Zahnheilkunde. So hat die Halogenlampe einen Wirkungsgrad von 2 Prozent, wobei die meiste Energie als Wärme verloren geht. Heutige LED-Lampen weisen dagegen einen Wirkungsgrad von etwa 7 Prozent auf. LED-Lampen sind auch weniger wartungsintensiv als Halogengeräte. So muss hier lediglich der Lichtstab vor Verschmutzung geschützt und auf Kratzer oder Faserbrüche überprüft werden (Hoffmann, 2015). Sie weisen bei klinischem Gebrauch mit 1000 Stunden auch eine längere Lebensdauer als Halogenlampen (50 bis 100 Stunden) auf (Haitz, 1995). LED-Polymerisationslampen sind aufgrund von langer Lebensdauer, kurzer Belichtungszeiten, hoher Lichtintensität, ihrer handlichen Größe sowie dem Akkubetrieb heutiger Produktstandard.

LED-Lampen sind bei gleicher Lichtstärke in der Lage, Materialien mit der gleichen Durchhärtungstiefe zu polymerisieren wie Halogenlampen und erzielen dabei gleiche Werte bezüglich Druckfestigkeit und Biegefestigkeit (Jandt, 1999 und Meyer, 2002).

Mittlerweile existieren drei Generationen von LED-Lampen. Die ersten beiden Generationen können nur relativ niedrige Lichtleistungen von 440 mW/cm^2 bzw. 1000 mW/cm^2 aufweisen. Zudem besitzen diese nur einen einzelnen LED-Typ und somit nur ein Emissionsmaximum (Monowave-Technologie). Sie können deswegen nicht alle Komposite aushärten. Für die erfolgreiche Aushärtung ist hier Kampferchinon als Lichtinitiator nötig. Andere Initiatorsysteme mit Acylphosphinoxid, wie zum Beispiel Lucirin TPO, können wegen der Wellenlängen-Inkompatibilität von diesen LED-Lampen nicht polymerisiert werden. Dies stellt gegenüber den Halogenlampen, welche aufgrund eines breiteren Lichtemissionsspektrums alle Komposite lichthärten können, einen beträchtlichen Nachteil dar (Todd und Völkel, 2016).

Die dritte und neueste Generation der LED-Geräte weist aber eine höhere Lichtleistung als deren Vorgänger auf und kann durch den Einsatz der Polywave-Technologie mit zwei oder mehreren Emissionsmaxima die Inkompatibilität hinsichtlich der Wellenlängen nivellieren (Jandt und Mills, 2013). Dadurch dass im selben Gerät verschiedene LEDs mit zwei oder mehreren Lichtemissionspeaks zum Einsatz kommen, wird ein breiteres Emissionsspektrum von ca. 385 bis 515 nm abgedeckt. So können diese Polymerisationslampen in der Regel alle Restaurationsmaterialien aushärten (Rueggeberg, 2011).

1.3 Funktionsweise einer LED-Polymerisationslampe

In dem technischen Produktprofil der Firma 3M Espe (2003) zur Lampe Elipar Free Light 2 wird die Funktionsweise einer LED-Lampe dargestellt. LED-Polymerisationslampen erzeugen sichtbares Licht mittels quantenmechanischer Effekte. LEDs (Licht emittierende Dioden) bestehen aus einem n-Halbleiter und einem p-Halbleiter. Am n-Halbleiter herrscht ein Elektronenüberschuss, am p-Halbleiter ein Elektronendefizit. Daraus resultieren sogenannte Elektronenlöcher. Durch das Anlegen einer Spannung und die Kombination der beiden Halbleitertypen verbinden sich die Elektronen des n-Halbleiters mit den Löchern des p-Halbleiters. Dabei entsenden die LEDs ein charakteristisches Licht in einem spezifischen Wellenlängenbereich. Die wichtigste Eigenschaft eines LED-Lichts ist somit seine Farbe. Diese wird durch die chemische Zusammensetzung der Halbleiter-Kombination bestimmt. Eine bestimmte Bandlücke kennzeichnet wiederum den Halbleitertyp. Wenn die Elektronen der Halbleiter-

Kombination von einem höheren auf ein niedrigeres Energieniveau fallen, wird die Energiedifferenz als Photon abgegeben (Abb. 1.5).

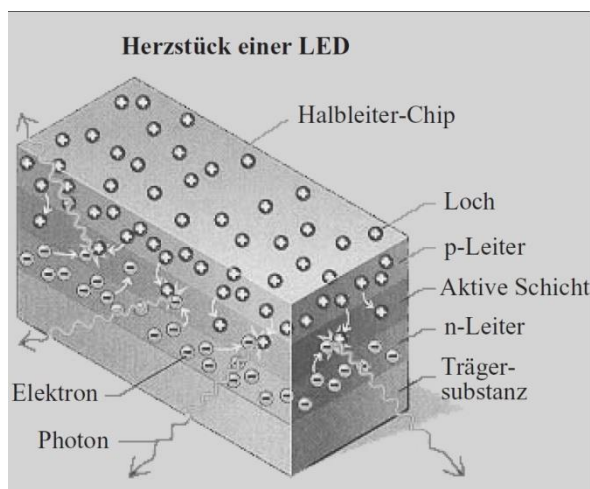


Abb. 1.5 Aufbau einer LED (Craford et al., 2001)

Anders als Halogenlampen emittieren LEDs Licht mit einem schmalen Emissionsspektrum, da durch LEDs mit geeigneter Bandlücke gezielt Licht einer bestimmten Wellenlänge erzeugt werden kann. Zu den Vorteilen dieser Technologie zählen der hohe Wirkungsgrad, die geringe Wärmeentwicklung, der geringe Stromverbrauch, die Langlebigkeit der LEDs sowie das Wegfallen von Filtersystemen. Durch das schmale Emissionsspektrum einer einzelnen LED können aber nur Materialien polymerisieren, die ein Absorptionsspektrum von 430 bis 480 nm aufweisen, wie dies z. B. bei dem Fotoinitiator Campherchinon der Fall ist.

Blaue LEDs geben zu 95% Photonen im Wellenlängenbereich zwischen 440 und 500 nm ab. Die meisten Photonen der blauen LED können demnach mit Campherchinon reagieren. Es ergibt sich sogar eine größere Polymerisationstiefe und Monomerkonversion als bei den Halogenlampen der gleichen Lichtintensität (Nomoto, 1997).

Der technische Aufbau einer LED-Polymerisationslampe soll hier für die Elipar Free Light 2 der Firma 3M Espe dargestellt werden (Abb. 1.6). Hier kommt nur eine einzige Hochleistungs-LED zum Einsatz. Diese besitzt aber einen größeren Halbleiter-Kristall als Lampen mit mehreren LEDs. Dadurch soll die beleuchtete Fläche und die Lichtintensität vergrößert und die Belichtungszeit halbiert werden.

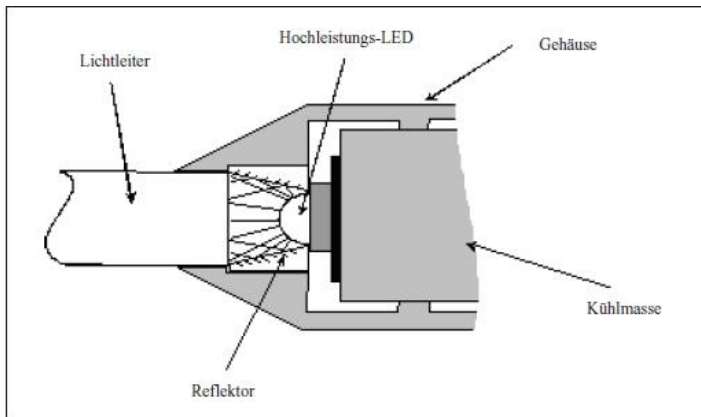


Abb. 1.6 Technischer Aufbau der LED-Polymerisationslampe Free Light 2 der Firma Espe (Espe 2003)

Die Abführung der Wärme, die beim Betrieb einer LED erzeugt wird, ist ausschlaggebend für die Lebensdauer von LED-Systemen. Bei Polymerisationslampen mit mehreren LEDs im niedrigeren Leistungsbereich ist keine zusätzliche Wärmeabführung nötig. Beim Einsatz einer einzelnen Hochleistungs-LED wird aber eine Kühlmasse, zum Beispiel aus wärmeleitendem Aluminium, benötigt, um die Wärme abzutransportieren. Über Aluminium-Verbundmaterialien kann die Wärme an das Gehäuse und in die Umgebung abgegeben werden. Dies erspart die Integration eines Ventilators oder einer anderen Luftkühlung, wie sie noch bei den Halogenlampen benötigt wird. Dieses simple Wärme-Management ist nur aufgrund der niedrigen Wärmeentwicklung von LEDs möglich, die nur ca. 5% derjenigen von Halogenlampen beträgt. Für die Übertragung der hohen Lichtintensität, die für die Polymerisation erforderlich ist, dienen Reflektoren und Lichtleiter. Reflektoren können z. B. aus metallfreien Interferenz-Spiegelfolien bestehen (3M Espe, 2003). Die meisten Lichtleiter bestehen aus Fiberglasstäben. Lichtleiter erhöhen die Effizienz von LED-Polymerisationslampen. Bei Polymerisationslampen ohne Lichtleiter, bei denen die LED direkt vor dem Lichtaustrittsfenster angebracht ist, geht ab einem gewissen Abstand zum lichthärtenden Material ein großer Teil der Lichtintensität aufgrund von Lichtstreuung verloren (Todd und Völkel, 2016).

Es kommen zylindrische (parallelwandige) und konische (sich verjüngende) Lichtleiter zum Einsatz. Durch verschiedene Formen der Lichtleiter bzw. das Fehlen eines Lichtleiters und durch unterschiedliche LED-Positionen ergeben sich unterschiedliche Lichtstreuungseigenschaften (Abb. 1.7). Konische Lichtleiter erhöhen die Konzentration des Lichts auf einem kleineren Flächenbereich. Dies erhöht die Leistungsdichte, d. h. die Lichtintensität bezogen auf die Fläche. Somit kann Energie gespart werden. Bei extremer Konizität, z. B. von 13 auf 8 mm, tritt aber ein Nachteil auf: Der Abstrahlwinkel vergrößert sich und die Lichtintensität verringert sich schnell mit größerem Abstand zum auszuhärtenden Material. Bei zahnärztlichen Tätigkeiten können aber größere Abstände nicht immer vermieden werden, wie zum

Beispiel bei der Bestrahlung tiefer Kavitäten oder bei der Polymerisation von Kompositen durch eine Keramikrestauration hindurch (Todd und Völkel, 2016). So nimmt die Lichtintensität bei einem Abstand von 6 mm beim zylindrischen Lichtleiter auf 50% der vollen Lichtstärke ab, bei einem konischen Lichtleiter dagegen sinkt die Lichtleistung beim gleichen Abstand auf 23% der ursprünglichen Leistung ab (Price, 2000). Daher sind im zahnärztlichen Bereich die zylindrischen Lichtleiter zu bevorzugen.

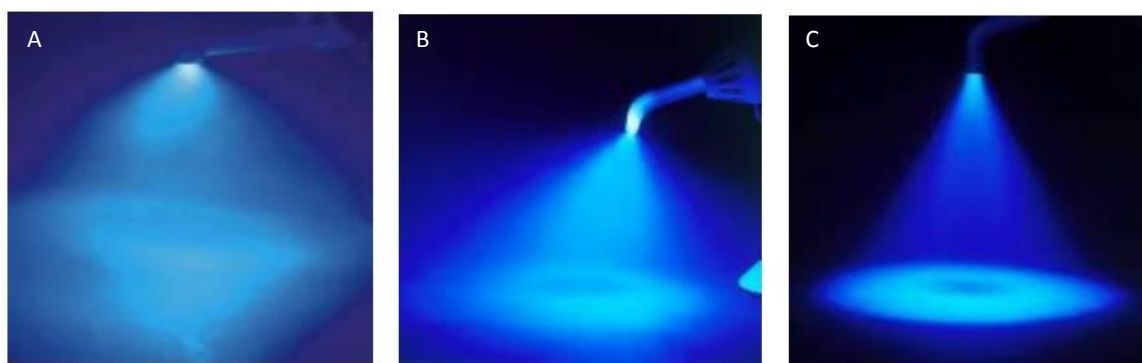


Abb. 1.7 Lichtstreuungseigenschaften von verschiedenen gestalteten Lichtleitern und verschiedenen LED-Positionen. A: vorne angebrachte LED ohne Lichtleiter, B: stark konischer Lichtleiter (von 13 mm auf 8 mm), C: zylindrischer Lichtleiter (Todd und Völkel, 2016)

1.4 Reizübertragung am Zahn

Auf die Zahnpulpa können viele verschiedene Reize einwirken. Diese Reize können thermisch, osmotisch, mechanisch, iatrogen, elektrisch oder traumatisch sein. In der hier vorliegenden Arbeit wird vor allem der thermische Reiz (Wärmeeinwirkung) untersucht.

Wie die Reizleitung zur Pulpa hin funktioniert, ist noch nicht vollständig geklärt. Derzeit zieht man drei Theorien in Betracht. Die favorisierte Theorie für die Reizleitung über das Dentin hin zur Pulpa ist das hydrodynamische Modell (Brännström et al., 1967). Hier sind schnelle Flüssigkeitsbewegungen innerhalb der Dentintubuli der Grund für die Reizübertragung. In der Pulpa herrscht ein größerer Druck als im Mundraum, daher liegt in der Pulpa unter physiologischen Bedingungen ein Auswärtsstrom vor. Reize können Druckveränderungen hervorrufen. So kann der natürliche Auswärtsstrom verstärkt oder sogar in seiner Richtung umgekehrt werden. Diese Strömungsänderung der Flüssigkeit in den Dentinkanälen stimulieren die Odontoblastenfortsätze und erregen die freien Nervenendigungen, welche die Odontoblastenfortsätze umgeben. Reize wie Kälte, Dehydratation und hyperosmotische Lösungen bewirken eine Flüssigkeitsverschiebung nach außen, Wärme und Druck lösen eine Verschiebung nach innen aus (Firla, 2011).

Die Konduktionstheorie fußt auf den Gedanken, dass die Odontoblasten an der Reizweiterleitung nicht beteiligt sind. Es sollen aber Nervenfasern, die bis zu 0,4 mm in das Dentin vordringen, bei Druckveränderungen direkt stimuliert werden. Diese Annahme wird derzeit in physiologischen Untersuchungen diskutiert.

Die Transduktionstheorie stellt den Odontoblasten in den Mittelpunkt. Dieser soll hier selbst als Rezeptor fungieren. Er soll die in ihm hervorgerufene Erregung auf pulpanahe Nerven übertragen. Es konnten bis jetzt aber keine synaptische Verbindungen, Tight junctions oder Gap junctions zwischen Odontoblasten und Nervenzellen nachgewiesen werden. Nach dieser Theorie müsste es also einen bislang unbekannten Übertragungsweg für die Reizübertragung geben (Firla, 2011).

Für die Stärke des Reizes, hier speziell der Wärmezufuhr, ist auch die Wärmeleitfähigkeit des Zahnes nicht unerheblich. So ist die Wärmeleitfähigkeit von Schmelz fast doppelt so hoch wie die von Dentin. Beim Dentin spielt die Ausrichtung der Dentintubuli keine Rolle hinsichtlich der Wärmeleitfähigkeit. Da die Wärmeleitfähigkeit von Amalgam und einigen Zementen größer als die von Dentin oder Schmelz ist, wird die Wärme je nach Restaurationsgrad und Schmelz-Dentin-Zusammensetzung des Zahnes besser oder schlechter zur Pulpa geleitet (Craig und Peyton, 1961).

In der hier vorliegenden Arbeit wird nur die durch die LED-Strahlung verursachte Temperaturerhöhung in den verschiedenen Bereichen des Zahnes untersucht. Außerhalb der Betrachtung stehen weitere photochemische Wirkungen der LED-Strahlung. Diese sind laut Jüstel (2013) z. B. bei Einwirkung von blauem LED-Licht der Abbau des Hämstoffwechselabbauprodukts Bilirubin zu Lumirubin sowie die Bildung von NO-Radikalen. So wird LED-Licht in der Kosmetik für die Hautfleckenentfernung verwendet. In der Medizin wird es für die Behandlung von Haut- und Brustkrebs, rheumatischer Arthritis und für die Biostimulation der Wundheilung eingesetzt. Inwieweit photochemische Reaktionen im Zahn von Bedeutung sind, kann Gegenstand weiterer Studien sein.

1.5 Ziel der Arbeit

Bei verschiedenen zahnärztlichen Tätigkeiten kommt es zu Temperaturveränderungen am und im Zahn. Zu diesen Tätigkeiten gehören zum Beispiel die Verwendung von schnelllaufenden Winkelstücken und Turbinen bei der Präparation oder der Kariesexkavation, die Nutzung von Lasern in der Parodontalchirurgie und Endodontie, die praxisalltägliche Aushärtung von

Kompositfüllungen mit LED-Polymerisationslampen oder das Einsetzen von Keramikinlays oder Teilkronen mit lichthärtenden Befestigungsmaterialien.

Zahlreiche Studien, vor allem im Tierversuch, haben sich bereits dieser Problematik gewidmet. Hierbei hat sich ergeben, dass ein Temperaturanstieg auf über 42 Grad Celsius zur Pulpanekrose führen kann (Zach und Cohen 1965). Es wird vermutet, dass die Blutzirkulation eine bedeutende Rolle bei der Wärmereduktion in der Pulpakammer spielt (Braun et al., 2015).

Diese Annahme ist Gegenstand dieser Arbeit. Es soll also der kühlende Effekt einer fließenden intrapulpalen Flüssigkeit auf den Zahn untersucht werden, während dieser mit einer LED-Polymerisationslampe bestrahlt wird. Ziel der Versuche ist es zu ermitteln, wie sich die Temperatur innerhalb der Pulpa sowie in den angrenzenden Zahnhartsubstanzen während einer LED-Lampenbestrahlung verändert. Es wird für drei verschiedene Durchflussraten der kühlende Effekt der zirkulierenden Flüssigkeit auf den Zahn ermittelt.

Im Rahmen der Studie sollen die folgenden Effekte untersucht werden:

- Erwärmung der zirkulierenden bzw. der nicht zirkulierenden Flüssigkeit innerhalb der Pulpakammer
- Erwärmung der Zahnhartsubstanz während der jeweiligen LED-Polymerisationslampenbestrahlung

Für die Untersuchung werden drei verschiedene Messbereiche je Zahn individuell festgelegt, in denen jeweils die Temperaturveränderung erfasst werden soll. Diese Bereiche liegen in der Pulpakammer (Bereich P), in dem der Pulpakammer angrenzenden Dentin (Bereich D) sowie in dem Bereich der Schmelz-Dentin-Grenze (Bereich SD). Zudem wird die Relevanz der unterschiedlichen Durchflussraten von 0 ml/min, 2,6 ml/min und 6 ml/min für die Wärmeentwicklung innerhalb des Zahns untersucht. Die Temperaturveränderungen werden über Live-Bilder einer Thermografiekamera optisch kontrolliert und erfasst.

Die Studie untersucht zwei Hypothesen. Die erste lautet, dass es infolge einer Bestrahlung mit einer LED-Polymerisationslampe durch die Übertragung von Energie zu einem Temperaturanstieg in der Pulpakammer kommt. Die zweite Hypothese beschäftigt sich mit der Wärmeentwicklung im Pulparaum, die sich in Abhängigkeit von der Durchflussgeschwindigkeit verändert. Es soll unter klinisch simulierten Bedingungen überprüft werden, ob es zu keinem Zeitpunkt der Bestrahlung zu einer derart hohen Wärmeentwicklung kommt, welche eine

Pulpanekrose hervorrufen kann. Sollten sich die Arbeitshypothesen bestätigen, könnten die benutzten Lampensysteme ohne Bedenken in der Praxis eingesetzt werden.

2 Material und Methode

2.1 Verwendetes Zahnmaterial und Vorbereitung

Für den Versuch werden kariesfreie und konservierend nicht versorgte menschliche Molaren des permanenten Gebisses gesammelt. Die wissenschaftliche Arbeit wird unter Beachtung erklärter ethischer Prinzipien durchgeführt (niedergelegt in der World Medical Association Declaration of Helsinki, Version VI, 2002). Die Indikation für die Extraktion der Zähne erfolgte nicht aus Studiengründen, sondern aufgrund davon unabhängiger Indikationen im Rahmen der regulären zahnärztlichen Versorgung durch nicht in die Studie einbezogene Zahnärzte. Die Molaren werden mittels Scaler, Skalpell und Zahnreinigungsbürsten gesäubert. Die Lagerung erfolgt in einer Kochsalzlösung, die mit Natriumazid versetzt ist (0,9% Natriumchlorid und 0,001% Natriumazid). Die Zähne werden mit einem Trennschleifensystem (EXAKT Apparatebau GmbH, Otto Herrmann, Norderstedt) in mesial-distaler Achse mittig gespalten, um das Pulpakavum zu halbieren. Das Pulpagewebe wird mittels Scaler und Rosenbohrer vorsichtig entfernt. Hierbei wird darauf geachtet, dass die Pulpakammeranatomie erhalten bleibt. Damit sich apikal retrograd Spülkanülen (Capillary Tips, LOK TITE, Ultradent Dental-Medizinische Geräte GmbH & Co KG, Brunthal) in die Wurzelkanäle einbringen lassen, müssen die Wurzelkanäle im apikalen Bereich mit einem Blauringdiamanten erweitert werden. Auf diese Weise schafft man eine Zufluss- und Abflussmöglichkeit für die zirkulierende Flüssigkeit. Für den Versuch wird die Zahnhälfte auf der gespaltenen Seite mit einem Menzel-Deckglas (Thermo Fisher Scientific Gerhard Menzel B. V. & Co KG, Dreieich) abgedeckt. Dieses wird mit dem Zahn mittels Dentalkleber (Alpha Bond, Cyanacrylat-Kleber, Schütz Dental GmbH, Rosbach) und dünnfließendem Silikon (Flexitime correct flow, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) wasserdicht verklebt (Abb. 2.1).



Abb. 2.1 Einzelne Bestandteile des Zahnpräparats sowie der fertig verklebten Zahnhälfte

2.2 Versuchsaufbau

Der Aufbau der vorliegenden Studie (Abb. 2.2, 2.3) basiert auf einer wissenschaftlichen Arbeit von Susann Kecsmar (2013), bei der die Auswirkung einer simulierten Flüssigkeitsbewegung in der Zahnpulpa auf die intrapulpaire Temperatur nach Laserbestrahlung der Zahnoberfläche untersucht wird.

Für den Aufbau werden folgende Elemente verwendet:

1. Vorbereitete Zahnhälften
2. Vier unterschiedliche LED-Polymersiationslampen:
 - SmartLite Focus (Dentsply, Konstanz)
 - Celalux 2 (Voco, Cuxhaven)
 - Bluephase Style (Ivoclar Vivadent, Ellwangen)
 - Elipar LED (Espe, Landsberg)
3. Dosierpumpe (PPR 0301A2000_A-PR-1, Gemke Wassertechnik GmbH, Ennepetal)
4. Thermografiekamera (VarioCAM HD HEAD Jenoptik, InfraTec, Dresden)
5. Regelheizer (Heater 50 Proline, Tetra, Melle)
6. Aquarienbecken mit den Maßen 30 cm x 20 cm x 20 cm (Hornbach Baumarkt AG, Bornheim) mit Leitungswasser gefüllt
7. Aquarienschläuche mit Innendurchmesser 4 mm und Außendurchmesser 6 mm (Hornbach Baumarkt AG, Bornheim)
8. Labor-Stativklemme (behr Labor-Technik GmbH, Düsseldorf) zum Halt der Lampe

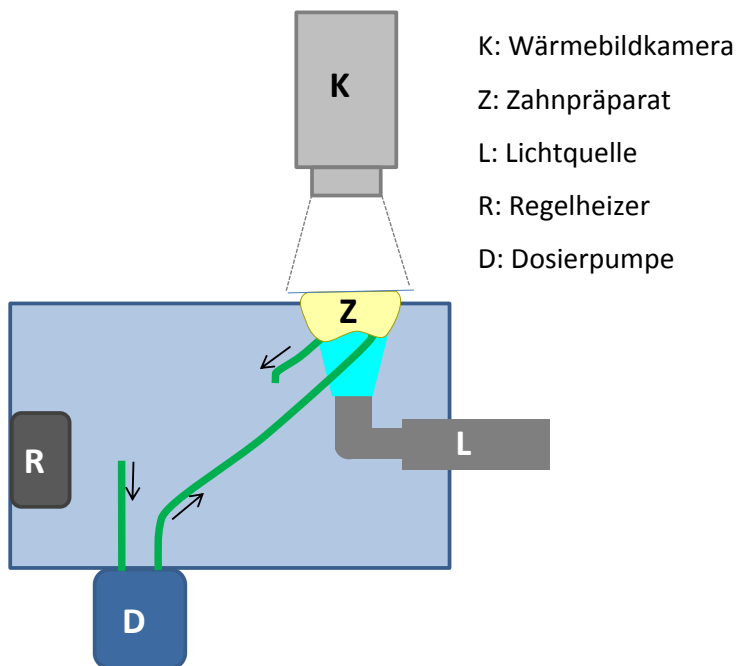


Abb. 2.2 Schematische Darstellung des Versuchsaufbau

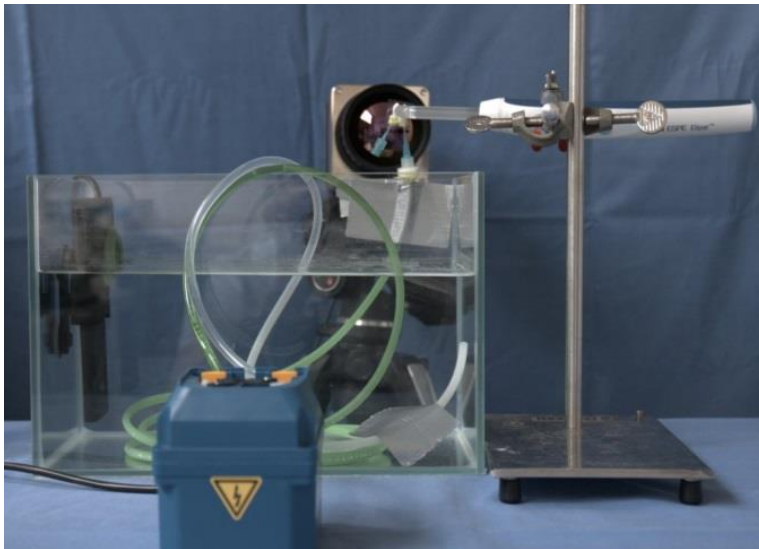


Abb. 2.3 Versuchsaufbau der Studie

Die vorbereitete Zahnhälfte wird an eine Dosierpumpe angeschlossen. Die Verbindung erfolgt über ein handelsübliches Aquarienschlauchsystem. Die Schläuche werden flach am Aquariumsbeckenboden befestigt, so dass sie vollständig unter Wasser liegen. Das Becken wird mit zirka neun Litern Leitungswasser gefüllt. Dieses Wasser wird mit einem Regelheizer auf die konstante Temperatur von 22 Grad Celsius erhitzt. Das erwärmte Wasser wird mit Hilfe der Dosierpumpe über das Schlauchsystem in den Zahn und anschließend wieder zurück ins Becken geleitet. So entsteht ein geschlossener Kreislauf.

Der Zahn samt Kanülen wird am Beckenrand oberhalb des Wasserspiegels mit einem Klebebandstreifen so fixiert, dass an seiner Vestibulär-/Oralfläche die jeweilige Lichtquelle auf Höhe der Kronenpulpa angesetzt werden kann. Das Befestigen der Lichtquelle erfolgt durch ein Laborstativ.

Die Wärmebildkamera wird vor dem Zahn so montiert, dass auf der gespaltenen und mit Deckglas abgedichteten Fläche die Temperaturveränderungen dokumentiert werden können (Abb. 2.4).

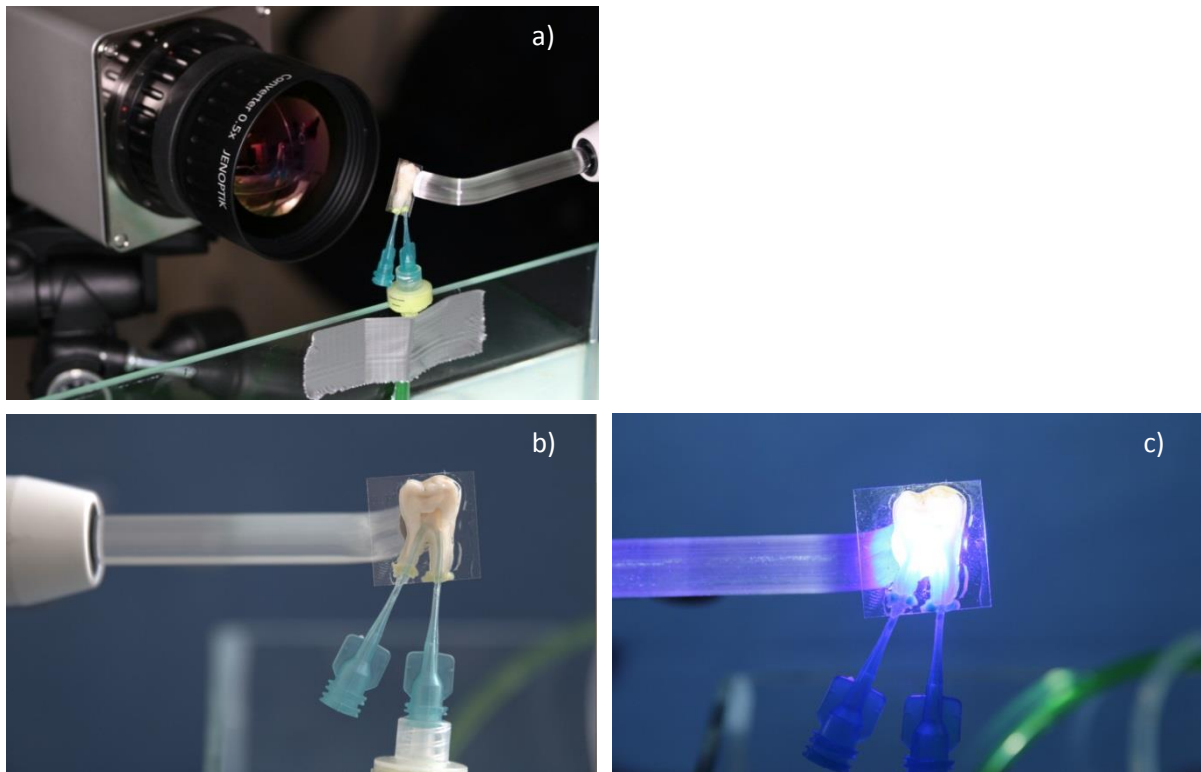


Abb. 2.4 a) Anordnung der Wärmebildkamera vor dem Zahnpräparat, b) Position des Lichtleiters am Zahnpräparat, c) Zahnpräparat bei Bestrahlung

2.3 Durchflussraten

Die Dosierpumpe lässt sich stufenlos auf verschiedene Durchflussraten einstellen. Hierbei stellt die Menge von 2,6 ml pro Minute die minimale Pumpleistung und die Menge von 16,7 ml pro Minute die maximale Pumpleistung dar. Für die Versuchsdurchführung werden drei unterschiedliche Durchflussraten untersucht:

- Die Durchflussrate von 6 ml/min stellt die physiologische Durchblutung eines Molaren dar (Braun et al., 2015).
- Die niedrigere Durchflussrate von 2,6 ml/min ist die kleinst einstellbare Menge der Dosierpumpe. Sie steht für einen minderdurchbluteten Zahn.
- Die Durchflussrate von 0 ml/min soll einen nicht durchbluteten Zahn simulieren.

2.4 Temperatureinstellungen

Für die Versuche wird das Leitungswasser mit dem Regelheizer so erhitzt, so dass im Zahn die konstante Wassertemperatur von 22 Grad Celsius ankommt. Das Aquarienbecken ist mit einer ausreichend großen Menge an Wasser gefüllt, um eine konstante Wassertemperatur zu gewährleisten. Außerdem wird auf eine konstante Raumtemperatur von ca. 22 °C geachtet, damit das Zahnpräparat und das Wasser die gleiche Temperatur aufweisen. Die Temperatur

von 22 °C wird deshalb gewählt, da sie während der Versuche gut reproduziert werden kann. Somit wird ausgeschlossen, dass das Wasser allein schon einen kühlenden oder sogar erwärmenden Effekt auf den Zahn hat. Die Temperaturen schwanken hierbei maximal in einem Bereich von $\pm 0,4$ °C (Abb. 2.5, Tab. 6.1 bis 6.4).

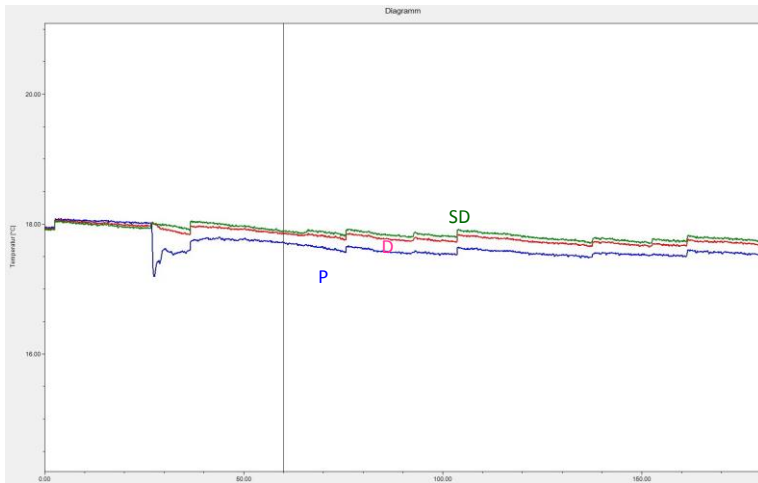


Abb. 2.5 Zweiminütiges Temperatur-Zeit-Diagramm für das Wasser in der Pulpakammer ohne Bestrahlung: Schwankungen der Temperatur im Pulparaum bis zu 0,4 K

2.5 Vorstellung der untersuchten LED-Polymerisationslampen

Folgende vier LED-Polymerisationslampen werden untersucht (Abb. 2.6):

- SmartLite Focus (Dentsply, Konstanz)
- Celalux 2 (Voco, Cuxhaven)
- Bluephase Style (Ivoclar Vivadent, Ellwangen)
- Elipar LED (Espe, Landsberg)

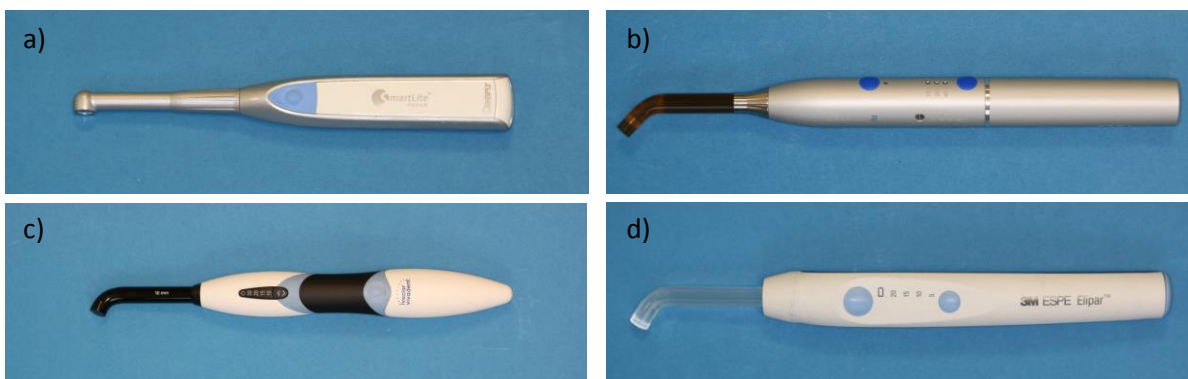


Abb. 2.6 LED-Polymerisationslampen von a) Dentsply, b) Voco, c) Ivoclar Vivadent und d) Espe

Alle untersuchten LED-Lampen weisen einen Wellenbereich von ca. 400 bis 500 nm auf. Die Lampe Bluephase Style der Firma Ivoclar Vivadent weist hier den größten Wellenbereich von 385 bis 515 nm auf. Die Akkulaufzeit der Lichtquellen beträgt je nach ausgewähltem

Belichtungsmodus zwischen 20 und 120 Minuten. Die vom Hersteller angegebenen Lichtstärken der jeweiligen Lampen befinden sich im Bereich von 1000 bis 1500 mW/cm². Diese Daten findet man auf den Herstellerwebseiten der Firmen Dentsply, 3M Espe, Ivoclar Vivadent und Voco oder auf Dentaldepotwebseiten.

2.6 Versuchsdurchführung

Die vorbereitete Zahnhälfte wird an das Schlauchsystem angeschlossen sowie am Beckenrand fixiert. Das Zahnpräparat wird mit der jeweiligen Lichtquelle an der Vestibulär-/Oralfläche auf Höhe der Kronenpulpa bestrahlt und für jede der drei Durchflussraten untersucht. Danach wird die Zahnhälfte abmontiert und der Zyklus beim nächsten Zahnpräparat angewandt. In dieser Versuchsdurchführung werden insgesamt zehn Zahnpräparate untersucht. Die Wärmeentwicklung am Zahn wird für drei verschiedene Bereiche aufgezeichnet. Diese Bereiche liegen in der Pulpakammer (P), im der Pulpakammer angrenzenden Dentin (D) sowie im Bereich der Schmelz-Dentin-Grenze (SD) (Abb. 2.7). Die Bereiche werden der Zahnanatomie entsprechend unter Kontrolle der Livebilder der Wärmebildkamera festgelegt. Die Messbereiche weisen alle den gleichen Durchmesser auf. Für diese Bereiche werden in den einzelnen Versuchsdurchläufen die Temperaturveränderungen mit der Thermografiekamera aufgezeichnet. Die Kamera ist an einem PC angeschlossen, auf dem die Software Irbis Plus 3 (InfraTec, Dresden) installiert ist. Dieses Programm dient zur Dokumentation und späteren Auswertung der Daten.

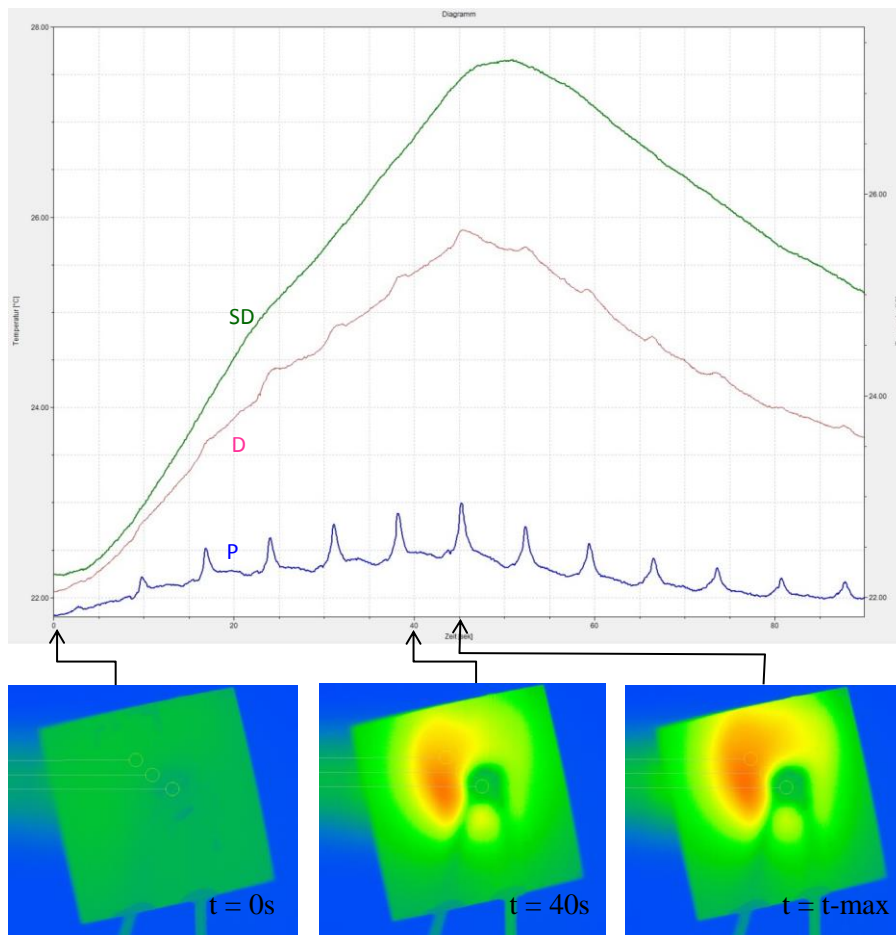


Abb. 2.7 Temperatur-Zeit-Diagramm für die drei Messbereiche P, D und SD und Wärmebilder eines Zahnpräparats zu den Zeitpunkten $t = 0s$, $t = 40s$ und $t = t-max$

2.7 Versuche

2.7.1 Erste Vorversuchsreihe

Ziel der Vorversuche ist es, eine Methode zu entwickeln, mit der sich die Temperaturveränderungen am Zahn während einer LED-Polymerisationslampenbestrahlung aufzeichnen und nachweisen lassen. Der Versuchsablauf soll eine möglichst physiologische Situation darstellen. Außerdem soll eine Poweranalyse der gewonnenen Daten mit dem Programm GPower 3.1 (Franz Faul, Kiel) die benötigte Stückzahl für den Hauptversuch liefern. Wie schon oben beschrieben ist, wird der Zahn auch bei den Vorversuchen in das Schlauchsystem eingegliedert.

In der ersten Vorversuchsreihe werden zwei unterschiedliche Versuchsabläufe A und B durchgeführt. Im **Versuchsmodell A** wird der Zahn 40 Sekunden lang mit der jeweiligen Lichtquelle bestrahlt, danach wird für 20 Sekunden die Wasserpumpe eingeschaltet. Dadurch zirkuliert Wasser durch den Zahn mit der jeweiligen Durchflussrate von 2,6 ml bzw. 6 ml pro

Minute. Um eine Durchflussrate von 0 ml/min zu simulieren, wird die Pumpe nicht eingeschaltet. Insgesamt dauert ein derartiger Versuch mit Aufzeichnung also 60 Sekunden. Bei **Versuchsmodell B** werden Lichtquelle und Wasserpumpe zeitgleich eingeschaltet. Die Lichtquelle wird nach 40 Sekunden ausgeschaltet, die Dosierpumpe erst nach weiteren 20 Sekunden. In dem Versuchsmodell B werden nur die Durchflussraten von 2,6 ml/min und 6 ml/min angewandt. Die Rate von 0 ml/min wäre identisch mit dem entsprechenden Versuch im Modell A. In der Vorversuchsreihe werden beide Modelle an einem einzelnen Zahn getestet. Jeder einzelne Durchlauf wird dreimal wiederholt, um Mittelwerte bilden zu können. In beiden Modellen der Vorversuchsreihe wird zunächst noch mit einer konstanten Wassertemperatur von 23 °C gearbeitet.

2.7.2 Schlussfolgerungen aus der ersten Vorversuchsreihe

Durch die erste Vorversuchsreihe hat sich Folgendes gezeigt: Versuchsmodell A stellt eine unphysiologische Situation dar. Ein nicht durchbluteter Zahn wird 40 Sekunden lang belichtet und erwärmt sich durch die Bestrahlung. Aufgrund der erst anschließend eingeschalteten Wasserzirkulation setzt die simulierte Durchblutung erst nach 40 Sekunden ein. Dann erst wird Wärme aus dem Zahn abtransportiert, so dass es zu einer deutlichen Abkühlung kommt (Abb. 2.8). Diese Abkühlung ist zudem verstärkt, da ein Teil des Wassers, welches zuerst durch den Zahn fließt, sich in einem Schlauchabschnitt vor dem Zahn befindet, der nicht auf konstante 23 °C erwärmt ist.

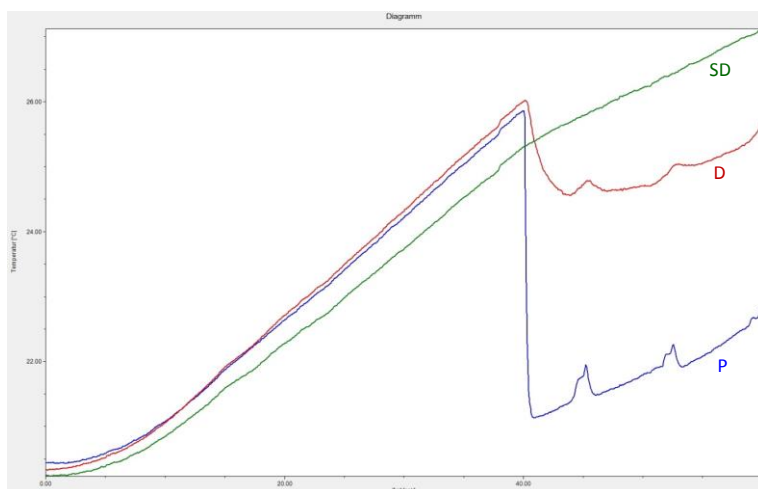


Abb. 2.8 Temperatur-Zeit-Diagramm für Versuchsmodell A: Deutliche Abkühlung im Bereich P zum Zeitpunkt 40 Sekunden durch die hier einsetzende Wasserzirkulation

Versuchsmodell B stellt eine annähernd physiologische Situation dar, in der ein durchbluteter Zahn zeitweise bestrahlt wird. Trotzdem werden hier jetzt noch andere Probleme deutlich. In der Vorversuchsreihe wird noch nicht berücksichtigt, dass der Zahn aufgrund der niedrigeren

Raumtemperatur kälter als das zirkulierende Wasser ist. Dieses Wasser hat also zusätzlich zur Lichtquelle einen wärmenden Effekt auf den Zahn. Das zirkulierende wärmere Wasser erscheint auf der Wärmebildsequenz „grüner“/wärmer als der Zahn (Abb. 2.9). Im späteren Hauptversuch ist dann kein Unterschied mehr zu erkennen, da dort die Wassertemperatur an die Zahntemperatur angepasst wird.

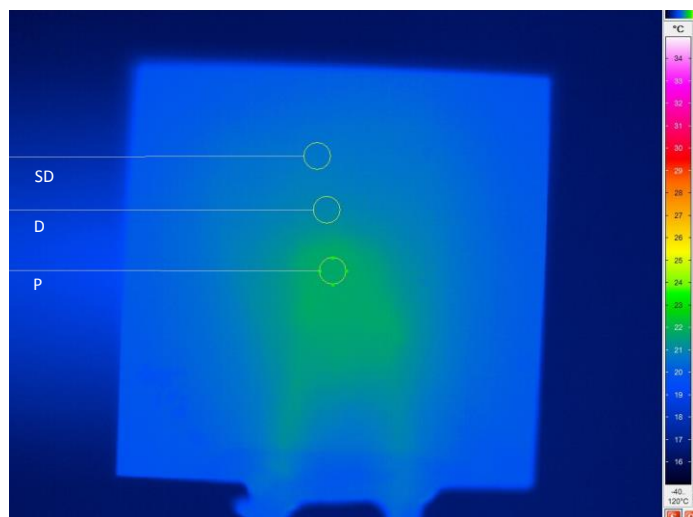


Abb. 2.9 Wärmebildaufnahme mit dem wärmeren Wasser in der Pulpakammer P bei differierender Zahn- und Wassertemperatur

Im Versuch zeigt sich ein weiterer unerwünschter Effekt. Das Wasser in dem Schlauchabschnitt oberhalb des Wasserspiegels hat aufgrund der zwischendurch ausgeschalteten Zirkulation und der Isolierung durch den Schlauch eine niedrigere Temperatur als das Beckenwasser mit 23 °C und als das Zahnpräparat mit Raumtemperatur. Diese Wassermenge hat also nach dem Einschalten der Wasserzirkulation einen initial kühlenden Effekt in der Pulpakammer P (Abb. 2.10, 2.11).

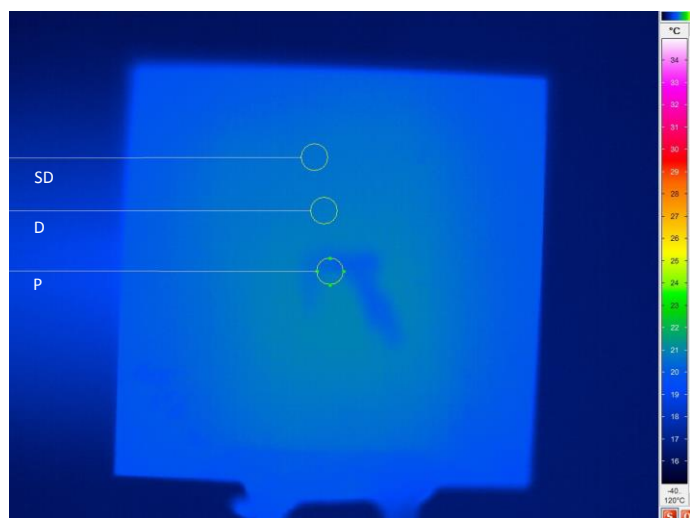


Abb. 2.10 Wärmebildaufnahme mit dem initial kühleren Wasser in der Pulpakammer P zu Beginn der Wasserzirkulation

Um dieses Phänomen für die Hauptversuche zu beseitigen, wird dort die Pumpe nicht mehr zeitgleich mit der Lichtquelle und der Aufnahme aktiviert. Man schaltet die Wasserzirkulation eher ein, lässt den nicht erwärmten Wasseranteil erst abfließen und wartet so lange, bis erwärmtes Wasser den Zahn erreicht.

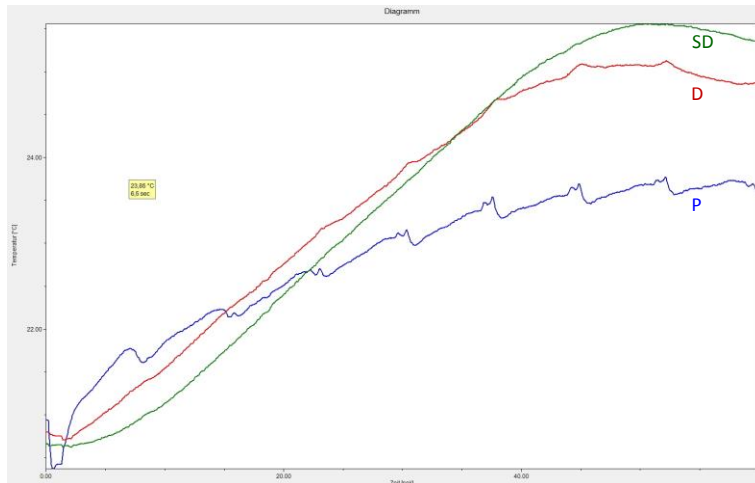


Abb. 2.11 Temperatur-Zeit-Diagramm für Versuchsmodell B mit initialem Absinken der Temperatur

Als weiteres Problem zeigt sich, dass die Nachlaufzeit der Pumpe von 20 Sekunden zu kurz gewählt ist, da die Temperatur-Maxima für die jeweiligen Messbereiche teilweise noch nicht erreicht sind. Zudem ist nicht ersichtlich, ob das zirkulierende Wasser wieder seine Ausgangstemperatur erreicht.

2.7.3 Zweite Vorversuchsreihe

In einer zweiten Vorversuchsreihe sollen die Probleme der vorangegangenen Reihe beseitigt werden. Es muss vorneweg noch geklärt werden, ob sich in der Pulpakammer Wasser befinden darf, wenn der „nicht durchblutete Zahn“ simuliert wird. Hierfür wird ein Zahn einmal mit Wasser in seiner Pulpa und einmal ohne Wasser 40 Sekunden bestrahlt und die danach einsetzende Abkühlung des Zahnpräparates bis 180 Sekunden dokumentiert. Beide Temperatur-Zeitdiagramme zeigen keine erkennbaren Unterschiede (Abb. 2.12). Deshalb entscheidet man sich dazu, das Wasser in der Pulpakammer zu belassen. Dies erleichtert die Durchführung der weiteren Experimente, da der Zahn für diesen Durchlauf nicht abgeschraubt und getrocknet werden muss.

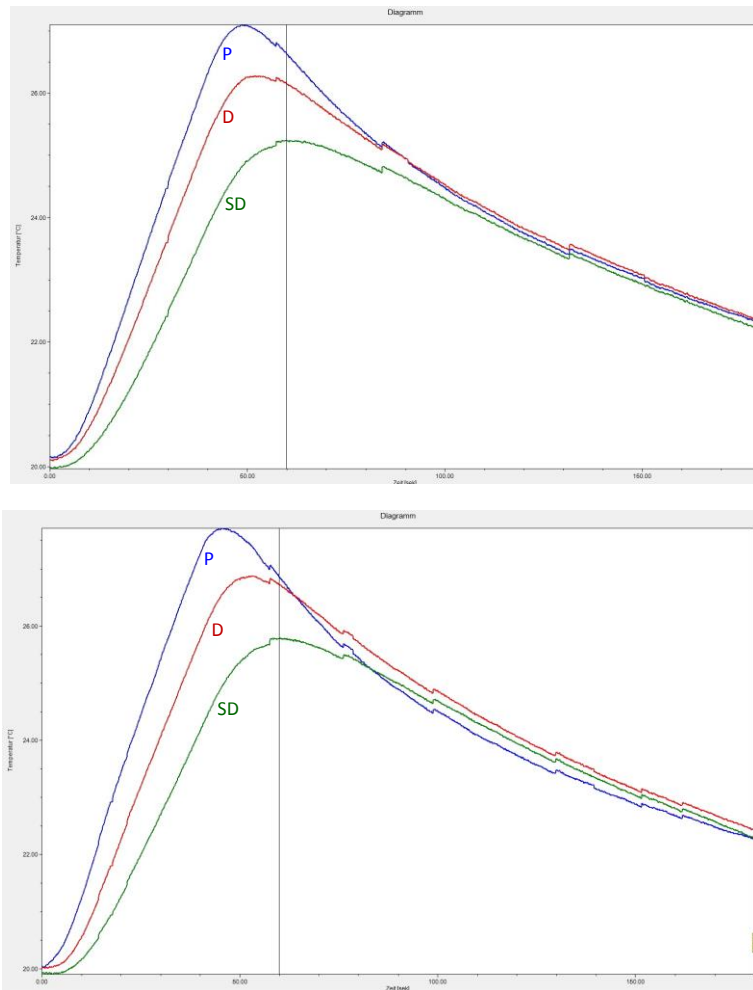


Abb. 2.12 Temperatur-Zeit-Diagramme bei Durchflussrate 0 ml/min: im oberen Diagramm mit Wasser und im unteren Diagramm ohne Wasser im Pulpenkavum

Es zeigt sich in der zweiten Vorversuchsreihe, dass eine Aufzeichnungszeit von 100 Sekunden ausreicht, um Temperaturmaxima in allen drei Messbereichen zu erfassen. Dies gilt aber nur für die Durchflussraten von 2,6 ml und 6 ml pro Minute. Bei einem nicht durchbluteten Zahn sollte 120 Sekunden aufgezeichnet werden.

In einem extra durchgeführten Vorversuch mit dreiminütiger Aufnahme wird zudem belegt, dass das Wasser seine Ausgangstemperatur wieder erreicht (Abb. 2.13).

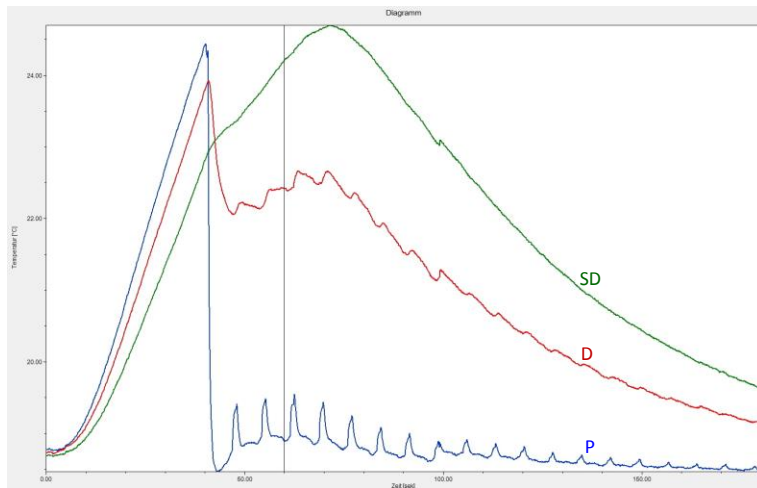


Abb. 2.13 Temperatur-Zeit-Diagramm zum Nachweis des Erreichens der Ausgangstemperatur des Pulpawassers innerhalb von drei Minuten

Auf eine dreimalige Wiederholung des Durchlaufs (bei Festlegung von Zahnpräparat, Lampe und Durchflussrate) wird in der zweiten Versuchsreihe verzichtet, da sich schon in der ersten Vorversuchsreihe keine Unterschiede bei den Wiederholungen zeigen. Dies belegen die drei Temperatur-Zeit-Diagramme aus der ersten Vorversuchsreihe (Abb. 2.14).

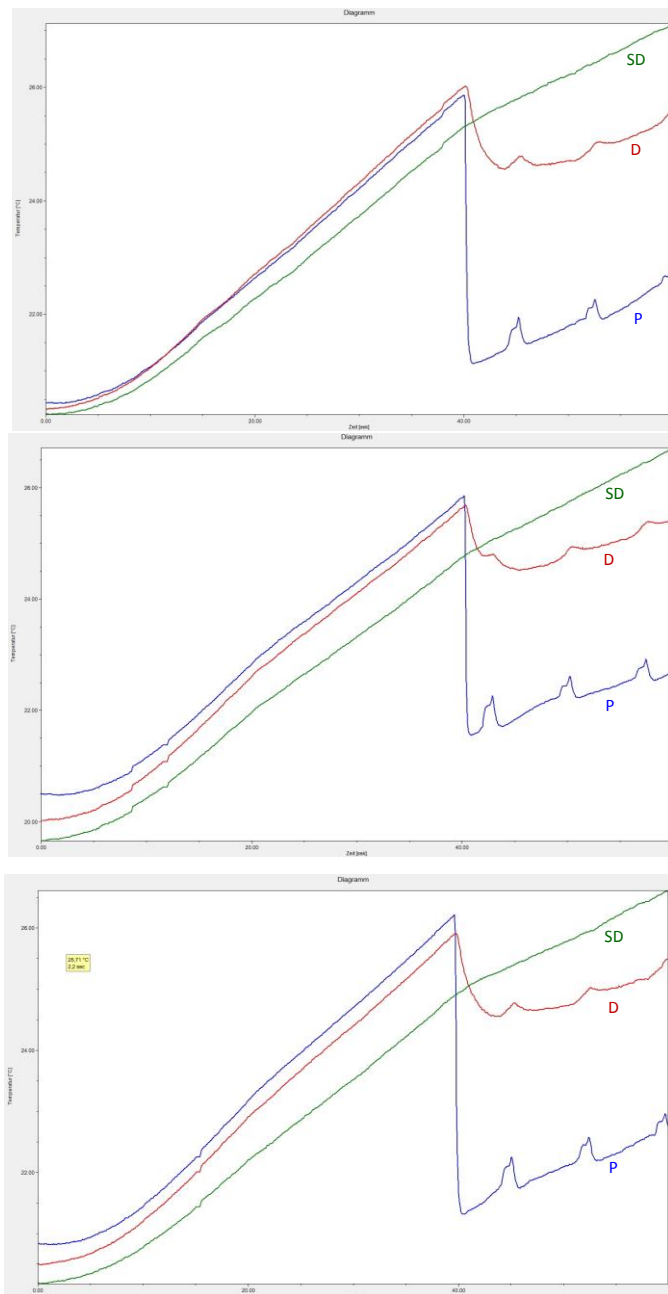


Abb. 2.14 Temperatur-Zeit-Diagramme von drei Wiederholungen eines Versuchsdurchlaufs bei selbem Zahnpräparat, selber Lampe und gleicher Durchflussrate 2,6 ml/min: Deutliche Abkühlung im Bereich P zum Zeitpunkt 40 Sekunden durch die einsetzende Wasserzirkulation

Aufgrund dieser Ergebnisse wird Modell A verworfen, da es eine unphysiologische Situation darstellt. Außerdem wird das Versuchsmodell B noch entsprechend modifiziert:

- Längere Aufzeichnungszeit von 100 s für die Durchflussraten 2,6 ml und 6 ml pro Minute
- Längere Aufzeichnungszeit von 120 s für die Durchflussrate von 0 ml/min
- Wasser zirkuliert bereits vor der Aufzeichnung, um den kühlenden Effekt des nicht erwärmten Wassers im Schlauch zu vermeiden

- Wasserzirkulation wird erst nach der 100 bzw. 120 Sekunden dauernden Aufzeichnung beendet
- Wassertemperatur und Temperatur des Zahnpräparats werden angeglichen, indem der Zahn entsprechend aufgeheizt wird
- Wassertemperatur wird aufgrund leichter Reproduzierbarkeit jetzt auf 22 °C (statt vorher 23 °C) gesetzt
- Pro Durchflussrate und Lichtquelle wird nun nur eine einzige Aufzeichnung für die drei Messbereiche am Zahnpräparat durchgeführt

In der zweiten Vorversuchsreihe werden mit dem modifiziertem Modell B drei Zähne untersucht. Eine Power-Analyse mit dem Statistikprogramm GPower 3.1 (Franz Faul, Kiel) soll die benötigte Stückzahl für den Hauptversuch liefern. Außerdem soll überprüft werden, ob es zu aussagekräftigen Ergebnissen kommt.

2.7.4 Hauptversuch

Das modifizierte Vorversuchsmodell B kann schon für den Hauptversuch übernommen werden. Die Power-Analyse ergibt, dass eine Stückzahl von fünf Zahnpräparaten ausreicht. Die Stückzahl wird dennoch auf zehn erhöht. Eine statistische Auswertung mit dem Programm Past (Øyvind Hammer, Universität Oslo) zeigt, dass die versuchsbedingt schwankenden Ausgangstemperaturen vor der Bestrahlung keine signifikanten Unterschiede aufzeigen, aber dass es während der Bestrahlung zu signifikanten Temperaturerhöhungen kommt. Bei insgesamt zehn Zahnpräparaten (Abb. 2.15), vier LED-Polymerisationslampen und drei Durchflussraten ergeben sich insgesamt 120 Aufzeichnungen mit der Thermografiekamera.

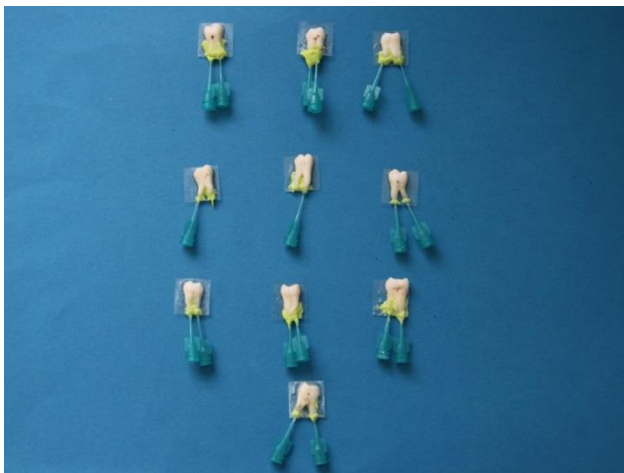


Abb. 2.15 Untersuchte Zahnpräparate mit eingebrachten Kanülen zum Anschluss an die Flüssigkeitszirkulation

2.8 Datenerfassung und statistische Auswertung

Wie bereits oben erwähnt, werden die Wärmebildaufzeichnungen in das Programm Irbis 3 Plus eingespeist. Für jede einzelne Bildsequenzaufnahme wird ein Temperatur-Zeit-Diagramm erstellt. Für die Erfassung der Temperaturveränderung sind folgende Temperaturwerte ausgewählt: Die Ausgangstemperatur T-Ausgang, die Temperatur T-40s nach 40 Sekunden, das ist die Temperatur zum Ende der Belichtungszeit, und die maximale Temperatur T-max. Weiter wird der Zeitpunkt t -max beim Erreichen der Maximaltemperatur notiert. Diese Werte werden manuell aus dem Temperatur-Zeit-Diagramm abgelesen und in ein Tabellenkalkulationsprogramm (Excel, Microsoft, Seattle, USA) eingetragen und weiterverarbeitet.

Dies wird für alle drei Messbereiche durchgeführt, also für den **Bereich P** der Pulpakammer, für den **Bereich D** des der Pulpakammer angrenzenden Dentins und für den **Bereich SD** der Schmelz-Dentin-Grenze. Alle gemessenen Werte finden sich im Anhang in den Tabellen 6.1 bis 6.4. Die statistische Auswertung erfolgt mit dem Statistikprogrammen Past (Øyvind Hammer, Universität Oslo) und SPSS 21.0 (IBM SPSS Statistics for Windows, IBM Corp., Version 21.0, Armonk, New York, USA).

Eine Kombination von Friedman- und Wilcoxon-test wurde verwendet, um die jeweils untersuchte Durchflussrate bei Bestrahlung auf signifikant unterschiedliche Temperaturerhöhungen innerhalb des Versuchsdurchlaufs zu untersuchen. Es handelt sich hier um verbundene Stichproben, da immer nur eine der drei Durchflussraten am gleichen Zahn untersucht wird. Unterschiede gelten als statistisch signifikant bei einem p -Wert von $p < 0,05$.

Mit Hilfe des Kruskal-Wallis- und Mann-Whitney-Tests werden die Ausgangstemperaturen T-Ausgang der drei Durchflussraten zwischen den Zähnen verglichen. Bei diesen Vergleichen wird ein Test für unverbundene Stichproben verwendet. Hier zeigt ein p -Wert von $p > 0,05$ an, dass kein statistisch signifikanter Unterschied vorliegt.

Für die Temperaturen T-40s nach 40 Sekunden sowie die maximal erreichten Temperaturen T-max werden die drei Durchflussraten untereinander ebenso mit dem Kruskal-Wallis und Mann-Whitney-Test untersucht. Hier bedeutet ein p -Wert von $p < 0,05$, dass sich diese Temperaturen für die vorab festgelegten Durchflussraten statistisch signifikant unterscheiden.

Zudem werden die Temperaturdifferenzen ermittelt. Hierfür wird von der maximal erreichten Temperatur T-max die Ausgangstemperatur T-Ausgang abgezogen. Das gleiche wird für die Temperatur T-40s nach 40 Sekunden durchgeführt. Dies liefert die beiden Deltawerte

$$\text{DeltaMax} = T_{\text{-max}} - T_{\text{-Ausgang}},$$

$$\text{Delta40s} = T_{\text{-40s}} - T_{\text{-Ausgang}}$$

mit $\text{DeltaMax} \geq \text{Delta40s}$. Anhand dieser Deltawerte lässt sich überprüfen, ob es innerhalb der Versuche zu einer Temperaturerhöhung über 5 K (Kelvin) kommt, die, wie bereits oben beschrieben, eine Nekrose des Pulpagewebes hervorrufen kann. Diese Deltawerte für alle Durchflussraten werden mittels Friedman-/Wilcoxon-Test untereinander verglichen, um zu ermitteln, ob sich die Durchflussraten hinsichtlich der Temperaturerhöhungen statistisch gesehen unterscheiden.

Da nicht davon ausgegangen werden kann, dass die Werte normal verteilt sind, werden im Ergebnisteil nicht die Mittelwerte, sondern die Medianwerte verwendet. Des Weiteren werden die Minimalwerte, Maximalwerte sowie der Interquartilabstand angegeben. Zur visuellen Veranschaulichung dienen Box-Plot-Diagramme, die mit dem Statistikprogramm Past erstellt werden. Diese Diagramme zeigen die Median-, Minimal- und Maximalwerte sowie den Interquartilabstand. Letzterer ist ein Wertebereich, in dem sich die mittleren 50% der ermittelten Werte befinden. Ausreißer sind Werte, die das 1,5-fache bis 3-fache des Interquartilabstandes betragen. Diese werden im Diagramm als kleiner Kreis dargestellt (Abb. 2.16).

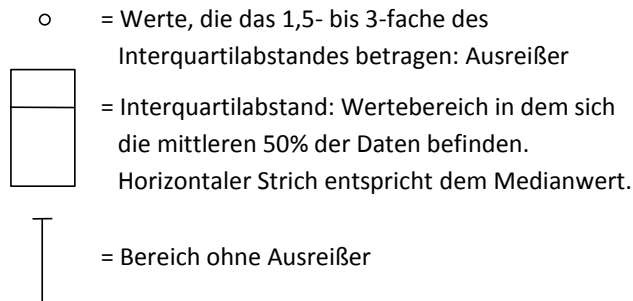


Abb. 2.16 Erläuterung der Symbole in Box-Plot-Diagrammen

3 Ergebnisse der Hauptversuche

Der folgende Ergebnisteil gliedert sich in zwei Teile. Im ersten Abschnitt 3.1 werden die vier LED-Polymerisationslampen getrennt voneinander betrachtet. Hier wird jede Lampe an zehn verschiedenen Zahnpräparaten für die drei Durchflussraten untersucht, wobei die drei Messbereiche gesondert betrachtet werden. Im zweiten Abschnitt 3.2 werden die vier Lichtquellen untereinander verglichen.

Zu Beginn der Versuchsreihen wurden die Lichtstärken der untersuchten Lampen mit einem LED Light Meter (Oriental Mapledent Co., Ltd., Luocun Guangdong Provinz, Abb. 3.1) gemessen. Die selbst durchgeführten Messungen der jeweiligen Lichtstärken der Lampen liefern teilweise Ergebnisse, die von den Herstellerangaben abweichen. So erreichen die Lichtquelle Elipar LED mit 2300 mW/cm^2 , die Bluephase Style mit 2480 mW/cm^2 und die SmartLite Focus mit 2180 mW/cm^2 deutlich höhere Lichtstärken als von den Herstellern angegeben wird. Die gemessene Lichtstärke von der Lampe Celalux 2 der Firma Voco mit 1250 mW/cm^2 stimmt mit der Herstellerangabe überein.



Abb. 3.1 LED Light Meter zur Erfassung der jeweiligen Lichtstärken der untersuchten LED-Polymerisationslampen

3.1 Ergebnisse der einzelnen LED-Polymerisationslampen

3.1.1 3M Espe Elipar

Im Folgenden werden die ermittelten Medianwerte der Deltawerte (Temperaturdifferenzen) DeltaMax und Delta40s für den **Bereich P** der Pulpakammer betrachtet. Die Ergebnisse bei den drei Durchflussraten unterscheiden sich in diesem Bereich statistisch signifikant voneinander ($p < 0,05$). Außerdem liegen bei der höchsten Fließgeschwindigkeit von 6 ml/min die Temperaturerhöhungen sogar nur im Bereich der Schwankungen der Wassertemperatur (Tab. 3.1).

Tab. 3.1 Median-, Minimum- und Maximumwerte sowie Interquartilabstände der Deltawerte des Bereichs P für alle drei Durchflussraten bei 3M Espe Elipar

0 ml/min	Median	Minimum	Maximum	Interquartilabs.
DeltaMax	6,1 K	4,7 K	9,2 K	1,8
Delta40s	4,9 K	3,8 K	8,4 K	1,9
2,6 ml/min				
DeltaMax	0,7 K	0,6 K	1,1 K	0,2
Delta40s	0,5 K	0,1 K	0,8 K	0,2
6 ml/min				
DeltaMax	0,4 K	0,3 K	0,6 K	0,2
Delta40s	0,3 K	0,1 K	0,6 K	0,1

Im **Bereich D** des der Pulpakammer angrenzenden Dentins unterscheiden sich die Temperaturdifferenzen bei den Durchflussraten von 2,6 ml/min und 6 ml/min zum Zeitpunkt 40 Sekunden statistisch signifikant nicht ($p > 0,05$). Das bedeutet, dass es zum Ende der Belichtungszeit keine Rolle spielt, ob der Zahn minderdurchflutet oder physiologisch durchflutet ist (Tab. 3.2).

Tab. 3.2 Median-, Minimum- und Maximumwerte sowie Interquartilabstände der Deltawerte des Bereichs D für alle drei Durchflussraten bei 3M Espe Elipar

0 ml/min	Median	Minimum	Maximum	Interquartilabs.
DeltaMax	6 K	4,3 K	8,8 K	1, 2
Delta40s	4,9 K	2,7 K	8,0 K	1,5
2,6 ml/min				
DeltaMax	2,8 K	1,5 K	3,3 K	0,8
Delta40s	2,5 K	1,2 K	3,1 K	0,9
6 ml/min				
DeltaMax	2,5 K	0,8 K	2,9 K	0,9
Delta40s	2,1 K	0,7 K	2,7 K	0,9

Im **Bereich SD** der Schmelz-Dentin-Grenze unterscheiden sich die Ergebnisse bei den beiden höheren Durchflussraten sogar zu keinem Zeitpunkt statistisch signifikant ($p > 0,05$). Die höhere Durchflussrate von 6 ml/min erzielt also statistisch gesehen keine bessere Kühlung als 2,6 ml/min (Tab. 3.3).

Tab. 3.3 Median-, Minimum- und Maximumwerte sowie Interquartilabstände der Deltawerte des Bereichs SD für alle drei Durchflussraten bei 3M Espe Elipar

0 ml/min	Median	Minimum	Maximum	Interquartilabs.
DeltaMax	5,5 K	3,3 K	7,3 K	1, 3
Delta40s	4,1 K	1,5 K	6,3 K	1,6
2,6 ml/min				
DeltaMax	3,9 K	1,8 K	5,0 K	1,5
Delta40s	3,2 K	1,1 K	4,6 K	1,9
6 ml/min				
DeltaMax	3,2 K	1,2 K	4,7 K	1,4
Delta40s	2,5 K	0,8 K	4,5 K	1,6

3.1.2 Ivoclar Vivadent Bluephase Style

Wie oben bei der Lichtquelle der Firma Espe unterscheiden sich auch bei der Ivoclar-Lampe die drei Durchflussraten im **Bereich P** statistisch gesehen signifikant ($p < 0,05$) voneinander (Tab. 3.4).

Tab. 3.4 Median-, Minimum- und Maximumwerte sowie Interquartilabstände der Deltawerte des Bereichs P für alle drei Durchflussraten bei Ivoclar Vivadent Bluephase Style

0 ml/min	Median	Minimum	Maximum	Interquartilabs.
DeltaMax	7,4 K	6 K	9,4 K	2,4
Delta40s	6 K	4,8 K	8,2 K	2,4
2,6 ml/min				
DeltaMax	1 K	0,5 K	1,3 K	0,2
Delta40s	0,7 K	0,3 K	0,9 K	0,3
6 ml/min				
DeltaMax	0,6 K	0,2 K	0,8 K	0,1
Delta40s	0,5 K	0,2 K	0,5 K	0,1

Auch im **Bereich D** unterscheiden sich statistisch gesehen alle drei Durchflussraten (Tab. 3.5).

Tab. 3.5 Median-, Minimum- und Maximumwerte sowie Interquartilabstände der Deltawerte des Bereichs D für alle drei Durchflussraten bei Ivoclar Vivadent Bluephase Style

0 ml/min	Median	Minimum	Maximum	Interquartilabs.
DeltaMax	6,6 K	4,8 K	9,5 K	1,3
Delta40s	5,2 K	2,8 K	8,3 K	1,6
2,6 ml/min				
DeltaMax	2,9 K	1,5 K	4,1 K	0,8
Delta40s	2,5 K	1,0 K	3,9 K	0,9
6 ml/min				
DeltaMax	2,7 K	1,1 K	3,9 K	0,6
Delta40s	2,4 K	0,8 K	3,7 K	0,7

Im **Bereich SD** unterscheiden sich aber die beiden höheren Fließgeschwindigkeiten von 6 ml/min und 2,6 ml/min hinsichtlich der Temperaturerhöhung Delta40s zum Zeitpunkt von 40 Sekunden nicht ($p > 0,05$). Der höhere Durchfluss ergibt im Schmelz-Dentin-Bereich also statistisch keinen verstärkten Kühlungseffekt (Tab. 3.6).

Tab. 3.6 Median-, Minimum- und Maximumwerte sowie Interquartilabstände der Deltawerte des Bereichs SD für alle drei Durchflussraten bei Ivoclar Vivadent Bluephase Style

0 ml/min	Median	Minimum	Maximum	Interquartilabs.
DeltaMax	5,9 K	4,0 K	8,4 K	1,2
Delta40s	4,2 K	1,5 K	7,0 K	1,8
2,6 ml/min				
DeltaMax	4,1 K	1,4 K	6,0 K	1,5
Delta40s	3,2 K	0,8 K	5,4 K	1,7
6 ml/min				
DeltaMax	3,9 K	1,3 K	5,6 K	1,7
Delta40s	3,1 K	0,8 K	5,0 K	1,9

3.1.3 Dentsply Smartlite

Bei der Dentsply-LED-Polymerisationslampe sind alle drei Durchflussraten in jedem Bereich zu den beiden erfassten Zeitpunkten statistisch gesehen unterschiedlich ($p < 0,05$). Dies heißt, dass bei dieser Lampe eine höhere Fließgeschwindigkeit immer einen höheren Kühlungseffekt erzielt. Außerdem liegen im **Bereich P** für die Durchflussraten 2,6 ml/min und 6 ml/min die Temperaturerhöhungen (wie bei der Espe-Lampe bei Durchflussrate 6 ml/min) nur im Bereich der Wassertemperaturschwankungen (Tab. 3.7 – 3.9).

Tab. 3.7 Median-, Minimum- und Maximumwerte sowie Interquartilabstände der Deltawerte des Bereichs P für alle drei Durchflussraten bei Dentsply Smartlite

0 ml/min	Median	Minimum	Maximum	Interquartilabs.
DeltaMax	4,6 K	3,4 K	5,5 K	1,2
Delta40s	3,9 K	2,7 K	4,5 K	1,2
2,6 ml/min				
DeltaMax	0,6 K	0,4 K	0,8 K	0,2
Delta40s	0,4 K	0,2 K	0,6 K	0,1
6 ml/min				
DeltaMax	0,3 K	0,1 K	0,5 K	0,2
Delta40s	0,2 K	0,1 K	0,4 K	0,1

Tab. 3.8 Median-, Minimum- und Maximumwerte sowie Interquartilabstände der Deltawerte des Bereichs D für alle drei Durchflussraten bei Dentsply Smartlite

0 ml/min	Median	Minimum	Maximum	Interquartilabs.
DeltaMax	4,1 K	3,1 K	4,9 K	0,4
Delta40s	3,1 K	2,2 K	4,0 K	0,5
2,6 ml/min				
DeltaMax	1,8 K	1,3 K	2,3 K	0,6
Delta40s	1,5 K	0,9 K	2,2 K	0,3
6 ml/min				
DeltaMax	1,6 K	1,0 K	2,2 K	0,6
Delta40s	1,3 K	0,9 K	2,1K	0,4

Tab. 3.9 Median-, Minimum- und Maximumwerte sowie Interquartilabstände der Deltawerte des Bereichs SD für alle drei Durchflussraten bei Dentsply Smartlite

0 ml/min	Median	Minimum	Maximum	Interquartilabs.
DeltaMax	3,8 K	2,8 K	4,5 K	0,5
Delta40s	2,3 K	1,9 K	3,5 K	0,4
2,6 ml/min				
DeltaMax	2,4 K	1,8 K	3,2 K	1,0
Delta40s	1,7 K	1,3 K	2,7 K	0,4
6 ml/min				
DeltaMax	2,0 K	1,0 K	3,2 K	1,2
Delta40s	1,4 K	0,7 K	2,9K	0,8

3.1.4 Voco Celalux2

Abschließend wird noch die LED-Polymerisationslampe der Firma Voco betrachtet. Zuerst folgt wieder der **Bereich P**. In diesem Bereich sind alle drei Durchflussraten statistisch gesehen unterschiedlich ($p < 0,05$). Außerdem befinden sich bei dieser LED-Polymerisationslampe die Temperaturdifferenzen im Bereich P für die größte Fließgeschwindigkeit 6 ml/min wieder nur im Schwankungsbereich der Wassertemperatur (Tab. 3.10).

Tab. 3.10 Median-, Minimum- und Maximumwerte sowie Interquartilabstände der Deltawerte des Bereichs P für alle drei Durchflussraten bei Voco Celalux2

0 ml/min	Median	Minimum	Maximum	Interquartilabs.
DeltaMax	4,1 K	3,2 K	4,6K	1,0
Delta40s	3,4 K	2,6 K	4,3 K	0,9
2,6 ml/min				
DeltaMax	0,5 K	0,4 K	0,8 K	0,2
Delta40s	0,3 K	0,2 K	0,7 K	0,1
6 ml/min				
DeltaMax	0,2 K	0,2 K	0,6 K	0,1
Delta40s	0,2 K	0,1 K	0,6 K	0,1

Auch im **Bereich D** unterscheiden sich alle drei Durchflussraten statistisch signifikant voneinander ($p < 0,05$) (Tab. 3.11).

Tab. 3.11 Median-, Minimum- und Maximumwerte sowie Interquartilabstände der Deltawerte des Bereichs D für alle drei Durchflussraten bei Voco Celalux2

0 ml/min	Median	Minimum	Maximum	Interquartilabs.
DeltaMax	3,9 K	2,5 K	5,0 K	1,1
Delta40s	2,9 K	1,8 K	4,8 K	1,3
2,6 ml/min				
DeltaMax	2,0 K	1,0 K	2,8 K	1,2
Delta40s	1,7 K	0,8 K	2,7 K	1,1
6 ml/min				
DeltaMax	1,7 K	0,6 K	2,7 K	0,9
Delta40s	1,5 K	0,5 K	2,5 K	0,8

Im abschließenden pulpafernten **Bereich SD** zeigt sich jedoch, dass die beiden Durchflussraten von 2,6 ml/min und 6 ml/min sich statistisch nicht unterscheiden ($p > 0,05$) (Tab. 3.12).

Tab. 3.12 Median-, Minimum- und Maximumwerte sowie Interquartilabstände der Deltawerte des Bereichs SD für alle drei Durchflussraten bei Voco Celalux2

0 ml/min	Median	Minimum	Maximum	Interquartilabs.
DeltaMax	3,7 K	2,3 K	5,3 K	1,4
Delta40s	2,5 K	1,4 K	4,5 K	1,7
2,6 ml/min				
DeltaMax	2,8 K	1,2 K	3,9 K	1,8
Delta40s	2,3 K	0,8 K	3,6 K	1,7
6 ml/min				
DeltaMax	2,5 K	0,8 K	3,6 K	1,5
Delta40s	2,0 K	0,6 K	3,3 K	1,5

3.2 Vergleich der LED-Polymerisationslampen

In diesem Abschnitt werden die vier LED-Polymerisationslampen untereinander verglichen und somit eine Rangfolge der Lampen bezüglich der erreichten Temperaturerhöhungen erstellt. Zunächst werden die maximal erreichten Temperaturdifferenzen DeltaMax für alle zehn Zahnpräparate betrachtet und zwar in Abschnitt 3.2.1 für den Bereich P und in Abschnitt 3.2.2 für die Bereiche D und SD. Im Abschnitt 3.2.3 wird dann der Vergleich der Lampen hinsicht-

lich der nach 40 s erreichten Temperaturdifferenzen Delta40s in allen drei Bereichen P, D und SD untersucht.

3.2.1 Vergleich der Lampen mit den DeltaMax-Werten im Bereich P

Dem Vergleich für den **Bereich P** der Pulpakammer wird die höchste Priorität zugewiesen, da er die sensibelsten Gewebestrukturen aufweist und am anfälligsten für Temperaturerhöhungen ist.

Als Erstes werden in diesem Bereich P die vier Lichtquellen für die Durchflussrate von 0 ml/min untersucht. Es zeigt sich, dass die LED-Polymerisationslampe der Firma Ivoclar Vivadent im Schnitt die höchsten Temperaturunterschiede DeltaMax erzielt, gefolgt von der Lampe 3M Espe Elipar (Abb. 3.2). Die beiden anderen Lichtquellen von Dentsply und Voco erreichen deutlich geringere Temperaturunterschiede.

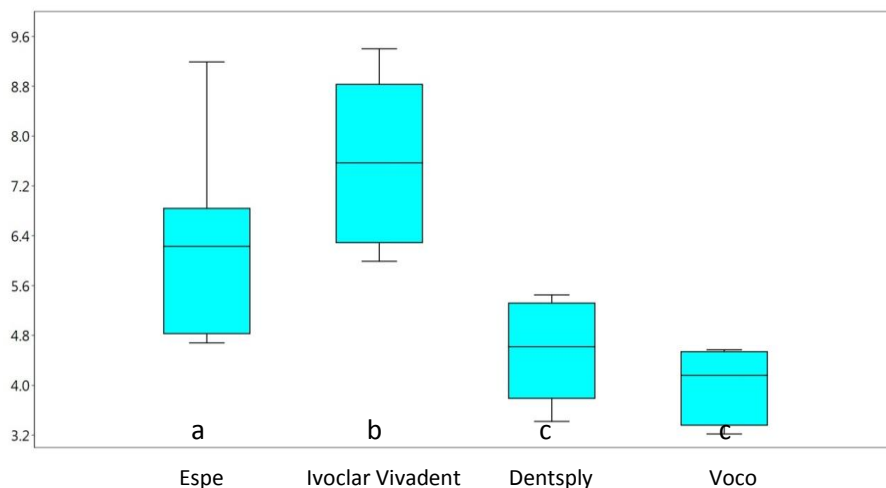


Abb. 3.2 Box-Plot-Diagramm für die maximalen Temperaturdifferenzen zum Vergleich der vier Lichtquellen im Bereich P für die Durchflussrate 0 ml/min. Unterschiedliche Indizes markieren statistisch signifikante unterschiedliche Werte

Eine statistische Auswertung dieser Daten ergibt, dass sich die beiden Lichtquellen der Firmen Dentsply und Voco statistisch gesehen nicht unterscheiden ($p > 0,05$). Die LED-Polymerisationslampe Ivoclar Vivadent Bluephase Style und auch die Lampe 3M Espe Elipar heben sich jeweils statistisch signifikant ($p < 0,05$) von allen anderen Lampen ab. Dies gilt im Bereich P nicht nur für die Durchflussrate von 0 ml/min sondern auch für die beiden höheren Fließgeschwindigkeiten.

Als Zweites werden die erreichten Temperaturdifferenzen DeltaMax für die Durchflussrate von 2,6 ml/min im Bereich P verglichen (Abb. 3.3). Bei Beachtung des Ordinatenmaßstabs wird ersichtlich, dass hier aufgrund der Zirkulation in der Pulpakammer statistisch signifikant ($p < 0,05$) weitaus geringere Temperaturunterschiede als bei Durchflussrate 0 ml/min in Abbildung 3.1 erreicht werden.

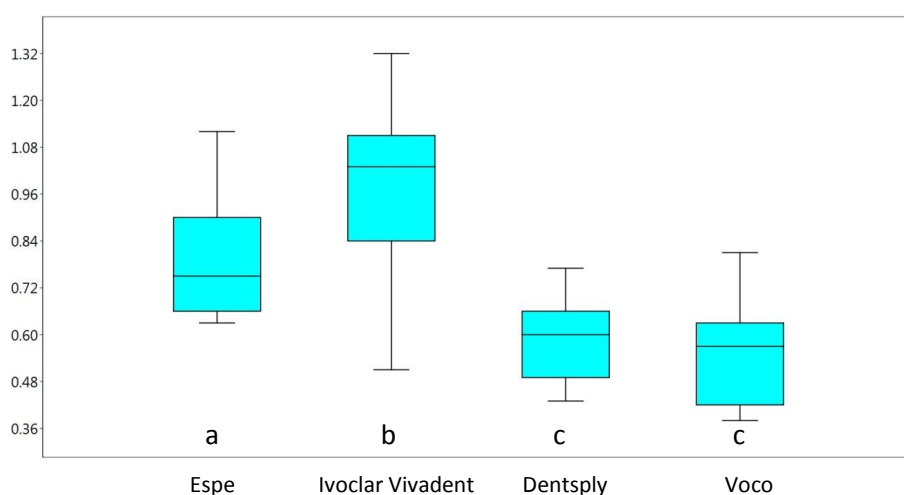


Abb. 3.3 Box-Plot-Diagramm für die maximalen Temperaturdifferenzen zum Vergleich der vier Lichtquellen im Bereich P für die Durchflussrate 2,6 ml/min. Unterschiedliche Indizes markieren statistisch signifikante unterschiedliche Werte

Als Drittes werden die Temperaturdifferenzen DeltaMax im Bereich P für die physiologische Fließgeschwindigkeit von 6 ml/min untersucht (Abb. 3.4). Bei Beachtung des Ordinatenmaßstabs werden statistisch signifikant ($p < 0,05$) noch niedrigere Temperaturen als bei der Durchflussrate von 2,6 ml/min erreicht. Als wichtiges Ergebnis ist hier festzustellen, dass für die Lampen Dentsply Smartlite und Voco Celalux2 die gemessenen Temperaturdifferenzen im Bereich der Wassertemperaturschwankungen (siehe Abb. 2.5) liegen. Für die Lampen 3M Espe Elipar und Ivoclar Vivadent Bluephase Style liegen die Temperaturdifferenzen nur knapp über dem Bereich der Wassertemperaturschwankungen. Ebenso kann bei den anderen beiden LED-Polymerisationslampen von Dentsply und Voco bei physiologischer Durchflussrate auch nur ein geringer erwärmender Effekt nachgewiesen werden ($p < 0,05$).

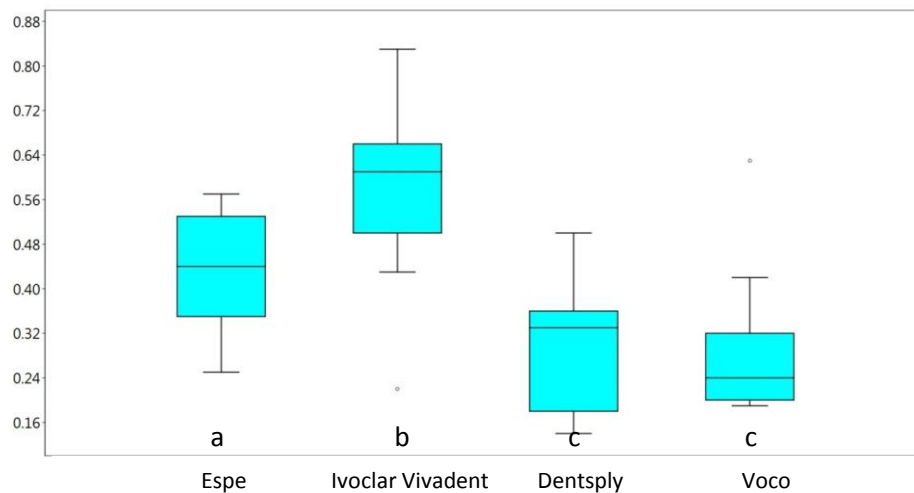


Abb. 3.4 Box-Plot-Diagramm für die maximalen Temperaturdifferenzen zum Vergleich der vier Lichtquellen im Bereich P für die Durchflussrate 6 ml/min. Unterschiedliche Indizes markieren statistisch signifikante unterschiedliche Werte

3.2.2 Vergleich der Lampen mit den DeltaMax-Werten in den Bereichen D und SD

Betrachtet man die medianen Temperaturdifferenzen DeltaMax für die Durchflussraten 2,6 ml/min und 6 ml/min in den **Bereichen D und SD**, so zeigt sich, dass es auch hier bei keiner der getesteten Lichtquellen zu einer Temperaturerhöhung über 5 K kommt. Lediglich bei der Durchflussrate von 0 ml/min werden auch in diesen Bereichen wie oben im Bereich P Temperaturunterschiede von bis zu 8 K oder 9 K erreicht. Aber auch hier erzielen die beiden LED-Polymerisationslampen der Firmen Dentsply und Voco deutlich geringere Temperaturdifferenzen, zum größten Teil liegen die erreichten Temperaturdifferenzen noch unter der 5 K-Marke (Abb. 6.1 – 6.6).

Eine statistische Auswertung für die Temperaturerhöhungen in diesen Bereichen D und SD ergibt, dass sich die beiden schwächeren Lichtquellen von Dentsply und Voco wie im Bereich P auch hier statistisch nicht unterscheiden ($p > 0,05$).

Außerdem ist im **Bereich SD** der Schmelz-Dentin-Grenze auch noch die LED-Polymerisationslampe Ivoclar Vivadent Bluephase Style der Lampe 3M Espe Elipar statistisch gesehen gleichzusetzen ($p > 0,05$). Diese Betrachtungen gelten für alle Durchflussraten.

Weiter entspricht im **Bereich D** des der Pulpakammer angrenzenden Dentins die Lichtquelle 3M Espe Elipar statistisch signifikant der Voco Celalux2, wenn man nur die Fließgeschwindigkeiten von 2,6 ml/min und 6 ml/min betrachtet ($p > 0,05$). Wenn dagegen der

nicht durchflutete Zahn (0 ml/min) betrachtet wird, differenzieren sich diese Lampen wiederum ($p < 0,05$).

3.2.3 Vergleich der Lampen mit den Delta40s-Werten in allen drei Bereichen P, D und SD

Sieht man sich nun noch die Temperaturdifferenzen nach 40 Sekunden an, können auch hier Aussagen getroffen werden. Die beiden Lichtquellen der Firmen Dentsply und Voco lassen sich auch hier für alle Durchflussraten und Messbereiche gleichsetzen ($p > 0,05$). Auch die beiden LED-Polymerisationslampen von 3M Espe und Ivoclar Vivadent unterscheiden sich nicht zu diesem Zeitpunkt für alle Durchflussraten und Messbereiche ($p > 0,05$). Darüber hinaus ist für den Messbereich P und Durchflussrate von 6 ml/min auch die LED-Polymerisationslampe 3M Espe Elipar der Dentsply Smartlite bzw. der Voco Celalux2 gleichzusetzen ($p > 0,05$). Außerdem unterscheidet sich die Lampe 3M Espe Elipar für die Durchflussraten von 2,6 ml/min und 6 ml/min im Bereich D und für die Durchflussrate von 2,6 ml/min im Bereich SD statistisch gesehen nicht von der LED-Lampe Voco Celalux2 ($p > 0,05$). Weiter ist zu erkennen, dass auch bei 40 Sekunden die Lampe der Firma Ivoclar Vivadent höhere Temperaturdifferenzen erzielt als die beiden anderen Lichtquellen der Firmen Voco und Dentsply ($p < 0,05$) (Abb. 6.7 – 6.15).

4 Diskussion

4.1 Diskussion der Ergebnisse

Aufgrund der im Rahmen der Studie gewonnenen Ergebnisse kann festgehalten werden: Innerhalb der Pulpakammer P kommt es bei den Durchflussraten von 2,6 ml/min (im minderdurchfluteten Zahn) und 6 ml/min (im simuliert physiologisch durchbluteten Zahn) bei *keiner* der untersuchten Lichtquellen zu einer Temperaturerhöhung DeltaMax von über 5 K. Die Wasserzirkulation in der Pulpa hat auch für die angrenzenden Bereiche D und SD einen kühlenden Effekt. So werden bei diesen beiden Durchflussraten im Gegensatz zum nicht durchfluteten Zahn in allen Bereichen P, D und SD geringere Maximaltemperaturen erreicht.

Im Falle des nicht durchfluteten Zahnes werden innerhalb der Pulpakammer P Temperaturdifferenzen DeltaMax von bis zu 9 K gemessen, vor allem bei den beiden Lichtquellen der Firmen Espe und Ivoclar Vivadent. Da ein derartiger Zahn in vivo meist nicht mehr sensibel reagiert und eventuell schon eine Pulpaschädigung aufweist, ist es fraglich, ob beim Einsatz der untersuchten LED-Polymerisationslampen ein weiterer Schaden verursacht werden kann.

Betrachtet man bei den Durchflussraten 2,6 ml/min und 6 ml/min den Bereich D des der Pulpakammer angrenzenden Dentins und den Bereich SD der Schmelz-Dentin-Grenze, so erhält man dort aufgrund der fehlenden direkten Wasserzirkulation höhere mediane Temperaturdifferenzen als im Bereich P der Pulpakammer. Diese Temperaturdifferenzen liegen aber im Mittel auch unter der 5 K-Marke wie im Bereich P. Dennoch kommt es bei einzelnen Zähnen im Bereich SD vor, dass Temperaturerhöhungen von knapp über 5 K gemessen werden. Dies tritt aber nur bei den Lichtquellen Ivoclar Vivadent Bluephase Style und 3M Espe Elipar und hier nur beim minderdurchbluteten Zahn (2,6 ml/min) auf. Somit könnte mit diesen beiden Lichtquellen beim minderdurchbluteten Zahn im Bereich SD in Einzelfällen eine thermische Reizung bzw. Schädigung des Gewebes hervorgerufen werden.

Zusammenfassend ist festzustellen, dass die Ivoclar Vivadent Bluephase Style die größten Temperaturdifferenzen erzeugt, gefolgt von der 3M Espe Elipar. Die Lichtquellen der Firmen Voco und Dentsply liefern deutlich geringere Temperaturerhöhungen als die beiden anderen Lampen. Statistisch gesehen unterscheiden sich die Polymerisationsleuchten von Voco und Dentsply bei allen Temperaturerhöhungen (der Zeitpunkte und Zahnbereiche) nicht. Bei der Temperaturerhöhung zum Ende der Belichtungszeit (40 Sekunden) unterscheiden sich außerdem die Lampen von 3M Espe und Ivoclar Vivadent statistisch gesehen nicht.

Verwandte Studien untersuchten bereits ähnlich die Temperaturentwicklung innerhalb der Pulpa während einer Bestrahlung mit einer LED-Polymerisationslampe, einer Halogenlampe oder einem Dioden-Lasersystem. Beispielsweise wurde der kühlende Effekt einer zirkulierenden Flüssigkeit, abhängig von der Durchflussrate, infolge einer Laserbestrahlung (Nd:YVO₄) nachgewiesen (Braun et al., 2015). In einer weiteren Studie (Kodonas et al., 2009), in der verschiedene Halogenlampen, Metaldampflampen und ein Dioden-Laser getestet wurden, wird ebenfalls die Wichtigkeit des kühlenden Effekts einer zirkulierenden Flüssigkeit in der Pulpakammer nachgewiesen. So kam es bei fehlender Zirkulation bei allen untersuchten Lichtquellen, mit Ausnahme einer Halogenlampe, zu einer derart großen Temperaturerhöhung, dass das Pulpagewebe potentiell geschädigt werden kann. Im Gegensatz dazu konnten hier ebenso alle Lichtquellen bedenkenlos angewandt werden, wenn der kühlende Effekt aufgrund der Wasserzirkulation vorhanden war. Zu einer anderen Aussage kommt aber eine andere Studie (Park et al., 2010), in welcher der kühlende Effekt einer Wasserzirkulation während einer Bestrahlung mit diversen LED-Polymerisationslampen verneint wird. Der Grund dieser gegensätzlichen Aussage liegt vermutlich in den zu niedrig gewählten Durchflussraten von 0,0042 ml/min, 0,0028 ml/min bzw. 0,07 ml/min für einen oberen Prämolaren. Es ist nämlich davon auszugehen, dass in vivo tatsächlich ca. 6 ml pro Minute durch die Pulpakammer eines Prämolaren fließen (Braun et al., 2015).

Die durch den Lichtstrahl übertragene Strahlungsenergie wird bei passendem Absorptionsspektrum eines Stoffes teilweise in Bindungsenergie umgewandelt, der Rest in Wärme (Habenicht, 2009). Die zugeführte Wärme ergibt speziell im Bereich P der Pulpakammer, die im Versuch mit Wasser gefüllt ist, eine bestimmte Temperaturerhöhung. Diese beträgt beim „nicht durchbluteten“ Zahn (0 ml/min) beispielsweise bei der LED-Polymerisationslampe 3M Espe Elipar für DeltaMax im Medianwert 6,1 K (siehe Tabelle 3.1). Beim „physiologisch durchbluteten“ Zahn beträgt sie 0,4 K und liegt damit im Bereich der versuchsbedingten Wassertemperaturschwankungen. Aus diesen Daten lässt sich für dieses Beispiel die aufgenommene und abtransportierte Wärmemenge W berechnen: Dazu verwendet man den physikalischen Begriff der spezifischen Wärmekapazität Q von Wasser. Letztere gibt an, dass 1 g (Gramm) Wasser um 1 K (Kelvin) erwärmt wird (genau genommen von 14,5°C auf 15,5°C), wenn man die Energie von 1 cal (Kalorie) = 4,2 J (Joule) hinzufügt (Bergmann und Schaefer, 1965). Das Volumen des Pulpakavums eines menschlichen Molaren beträgt ca. 0,026 ml (Zhi-pu et al., 2015), das Volumen V der verwendeten Zahnpräparate die Hälfte davon, also ca. 0,013 ml und somit die Masse M der zugehörigen Wasserfüllung 0,013 g. Die

aufgenommene Wärmemenge W bei der Temperaturerhöhung von $\Delta T = 6,1 \text{ K} - 0,4 \text{ K} = 5,7 \text{ K}$ berechnet sich wie folgt:

$$\begin{aligned} W &= M \cdot Q \cdot \Delta T \\ &= 0,013 \text{ g} \cdot 1 \frac{\text{cal}}{\text{g} \cdot \text{K}} \cdot 5,7 \text{ K} \\ &= 0,0741 \text{ cal} = 0,0741 \cdot 4,2 \text{ J} \\ &= 0,311 \text{ J}. \end{aligned}$$

Beim „physiologisch durchbluteten“ Zahnpräparat wird diese Wärmemenge vollständig aus dem Pulpakavum des Zahnpräparats abtransportiert.

In der hier vorliegenden Arbeit werden die Dentin- und Schmelzdicke der einzelnen Zähne nicht berücksichtigt. Zum Einfluss dieser Dicken auf die Messergebnisse gibt es unterschiedliche Aussagen: Laut Santis et al. (2016) kann der Dentindicke kein kühlender Effekt auf die intrapulpale Temperatur während einer Nd:YAG Laserbestrahlung nachgewiesen werden. Nach Kodonas et al. (2009) wird dagegen der Dicke der Zahnhartsubstanzen eine signifikante Bedeutung hinsichtlich der Temperaturentwicklung innerhalb der Pulpa zugesprochen.

In der zahnärztlichen Praxis wird die LED-Polymerisationslampe meistens bei der Füllungs-therapie oder zum adhäsiven Befestigen von Keramikinlays oder Teilkronen verwendet. Hierbei ist aber auch die zusätzliche Wärmeentwicklung bei der exothermischen Abbin-dereaktion der Komposite nicht zu vernachlässigen. Allein bei der Abbindereaktion können innerhalb weniger Sekunden Temperaturerhöhungen von bis zu 12 K erreicht werden. Mit der zusätzlichen Erwärmung durch eine LED-Polymerisationslampe entstehen dann je nach Lampentyp Temperaturerhöhungen von 8 K bis 19 K. Je nach verwendeter Lichtquelle und Dentindicke können diese Temperaturerhöhungen am Zahn dann auch zu einer Erhöhung der Temperatur innerhalb der Pulpa führen und bei besonders starken Halogenlampen eine entsprechende Gewebeschädigung hervorrufen (Hellwig et al., 2013).

Ebenso hat das Verwenden von Adhäsivsystemen einen signifikanten Effekt auf die Temperaturerhöhung (Khaksaran et al., 2015). In der Studie von Khaksaran kam es bei allen untersuchten Lichtquellen und verwendeten Bonding-Agents bei einer Belichtungszeit von 20 Sekunden aber zu keinen Temperaturerhöhungen von über 5,5 K im nicht durchbluteten Pulpenkavum.

Die in vivo-Studie von Runnacles et al. (2015) untersuchte die Temperaturerhöhung in der Kronenpulpa bei der Bestrahlung mit einer LED-Polymerisationslampe. Dazu wurde die buk-

kale Zahnoberfläche von infiltrativ und intraligamentär betäubten ersten oberen Prämolaren, die aus kieferorthopädischen Gründen zur Extraktion freigegeben waren, mit einer LED-Polymerisationslampe (Bluephase 20i, Ivoclar Vivadent) in verschiedenen Modi (hinsichtlich Dauer und Intensität) bestrahlt. Für die Temperaturmessung wurde über eine Bohrung zur Pulpa eine kabellose Messsonde eingebracht. Speziell bei der längsten Belichtungszeit von 60 Sekunden im „high-mode“ wurden an einigen Zähnen Temperaturerhöhungen von über 5,5 K erreicht. Hierbei ist aber zu beachten, dass auf Grund der Gabe von einem adrenalinhaltigen Lokalanästhetikum das intrapulpale Blutvolumen und die pulpale Blutzirkulation abnehmen (Hashimoto et al., 2014, und Ahn et al., 1998). Weiter kann in der stressbeladenen Situation des Patienten beim Zahnarztbesuch auch durch die systemische Ausschüttung von Adrenalin sich der Blutfluss innerhalb der Pulpa verringern. Andererseits haben Entzündungsmediatoren einen vasodilatatorischen Effekt (Gängler et al., 2005).

Hinsichtlich der Pulpazirkulation ist außerdem zu beachten, dass ältere Patienten schon eine verminderte pulpale Blutzirkulation aufweisen (Ikawa et al., 2003). Auch allgemeine Vorerkrankungen, wie zum Beispiel Diabetes Mellitus, können Auswirkungen auf die Blutzirkulation der Pulpa haben. So haben Patienten mit schlecht eingestelltem Diabetes eine verminderte oder keine gesicherte Blutzirkulation innerhalb der Pulpa (Bender und Bender, 2003). Diese Patienten sind zudem anfälliger für orale Mundkrankheiten mit einem signifikanten Effekt auf das periapikale Gewebe sowie auf das Pulpagewebe (Lima et al., 2013). Eine weitere Studie konnte im Tierversuch bei an Diabetes erkrankten Ratten eine langzeitige Steigerung des pulpalen Blutflusses durch die Gabe von Vitamin C nachweisen (Amatyakul et al., 2003). Eine entsprechende Studie am Menschen wurde bislang nicht durchgeführt.

4.2 Diskussion der Methode

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, den kühlenden Effekt verschiedener Durchflussraten auf die Pulpakammer sowie auf angrenzende Bereiche während einer Bestrahlung mit verschiedenen LED-Polymerisationslampen nachzuweisen. Die hier gewählten Durchflussraten von 0 ml/min, 2,6 ml/min und 6 ml/min lehnen sich, wie oben schon erwähnt, an den Versuchsaufbau von Kecsmar (2013) an. In der Arbeit wird ersichtlich, dass die Höhe der Durchflussrate von 2,6 ml/min eines minderdurchbluteten Zahnes ausreicht, um im Bereich der Pulpa deutlich geringere Temperaturerhöhungen als 5 K zu erzielen. In weiterführenden Studien könnte noch untersucht werden, bei welcher minimalen Durchflussrate es noch nicht zu einer Pulpanekrose kommt, also die Temperaturdifferenzen noch knapp unter der kritischen 5 K-Marke liegen. Die hier verwendete Durchflussrate von 6 ml/min eines physiologisch

durchbluteten Zahnes ist derart hoch, dass teilweise die gemessenen Temperaturdifferenzen im Bereich der versuchsbedingten Wassertemperaturschwankungen liegen. Somit kann in diesem Fall also keine Erwärmung in der Pulpakammer nachgewiesen werden. Daher ist es nicht sinnvoll, für weitere Versuche noch höhere Durchflussraten für zu untersuchende Molaren zu wählen. Höhere Durchflussraten könnten auch die Versuchsdurchführung schwieriger gestalten, da schon bei der 6 ml/min-Durchflussrate in einzelnen Fällen das verklebte Zahnpräparat undicht wird. Die bisherige Abdichtung des Präparates hält dann dem zu hohen intrapulpalen Wasserdruck nicht stand. Die Abdichtung der Zähne, hier mittels dentalem Sekundenkleber und dünnfließendem Silikon erfolgt, könnte für weitere Studien auch verbessert werden. Zu einem dichteren Verschluss bieten sich zum Beispiel Adhäsiv-Systeme und dünnfließende Kunststoffe an.

Der Versuch erfolgt hier bei einer Wasser- und Zahntemperatur von 22 °C. Um den Versuchsaufbau physiologischer zu gestalten, könnte man die Temperaturen mittels Wärme-Bad auf konstante 37 °C (menschliche Körpertemperatur) anheben. Mit der Verwendung eines Wärmebadbeckens statt des Regelheizers können auch die bisher auftretenden Wassertemperaturschwankungen von 0,4 K verkleinert werden. Eine automatische Wasserumwälzung innerhalb des verwendeten Beckens könnte eine gleichmäßigere Wärmeverteilung erzielen und die Wassertemperaturschwankungen weiter verringern. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde allerdings bewusst Zimmertemperatur gewählt, um eine bessere intraexperimentelle Vergleichbarkeit zu gewährleisten.

Für die Simulation der Blutzirkulation wird in der vorliegenden Arbeit Leitungswasser verwendet. Um den Versuchsaufbau physiologischer zu gestalten, könnte man daran denken, Blut zu verwenden. Darauf wird hier aber verzichtet, um Schwierigkeiten mit Verunreinigungen, Lagerung, Gerinnung und Infektionsrisiko zu vermeiden. Es könnte aber zumindest untersucht werden, ob das Medium Blut oder eine physiologische Kochsalzlösung die Wärme besser absorbiert und aus der Pulpakammer abtransportiert.

Nach Raab und Müller (1989) tragen zusätzlich zur Zirkulation innerhalb der Pulpa auch die Dentintubuli und ihre enthaltene Flüssigkeit zum Wärmeabtransport bei. Dieser Aspekt wird in der vorliegenden Studie nicht mit untersucht. Im untersuchten Bereich D des der Pulpakammer angrenzenden Dentins befinden sich zahlreiche Dentintubuli. Es ist aber fraglich, ob dieser zusätzliche Wärmeabtransport auch bei den Zahnpräparaten nach Ausräumung der Pulpa noch zu tragen kommt.

Im Versuch wird die Lichtquelle mit einer Stativklemme auf der Vestibulär- bzw. Oralfläche auf Höhe der Kronenpulpa im sehr geringen Abstand zum Zahn montiert. Zu bedenken ist aber, dass hier zwischen der Pulpakammer der Zahnpräparate und der Lichtquelle die vollständige Schmelz- und Dentindicke vorhanden ist, da nur kariesfreie, konservierend sowie prothetisch unbehandelte Zähne untersucht werden. Dies ist aber in der Praxis bei der Anwendung der LED-Polymerisationslampe zur Versorgung von Zähnen in der Regel nicht der Fall. So ist zum Beispiel der Abstand zur Pulpakammer bei einer Karies-Profunda-Behandlung oder bei präparierten Zähnen geringer, und es kann leichter zu einer Reizung bzw. Schädigung des Pulpagewebes kommen. Um den Versuch physiologischer darzustellen, könnten in weiteren Studien Zahnpräparate untersucht werden, die eine präparierte Kavität aufweisen.

Bei der klinischen Anwendung von LED-Polymerisationslampen sind einige Empfehlungen zu beachten. Um die maximale Lichtausbeute der LED-Polymerisationslampe zu erzielen und somit die Belichtungszeit möglichst kurz zu halten, ist der Abstand vom Lichtleiter zum Zahn möglichst gering zu halten. Der Lichtleiter soll senkrecht zum Zahn bzw. zur Kompositoberfläche ausgerichtet sein. Eine Beschädigung oder Verschmutzung der lichtleitenden Elemente ist zu vermeiden. Es sollten Lichtleiter gewählt werden, die eine gleichmäßige Verteilung der Lichtleistung über das Lichtaustrittsfenster aufweisen. Weiter sind die Augen des Zahnarztes und des Patienten zu schützen. Die Polymerisationslampe darf nicht direkt in die Augen gerichtet werden. Auch der Blick in das stark reflektierende Licht soll vermieden werden. Als Vorsichtsmaßnahme können Schutzbrillen mit orangenem Augenschutz getragen werden, womit der Zahnarzt den Lichtstrahl kontrollieren kann (Hickel und Pfefferkorn, 2015).

Bei den Zahnpräparaten liegen aufgrund anatomischer Schwankungen keine einheitliche Zahnhartsubstanz-Schichtdicke sowie kein gleich großes Volumen des Pulpenraums vor. So sind die erreichten Temperaturmaxima bei einem Zahn mit relativ kleinem Pulpakavum und hoher Dentindicke kleiner als bei einem Zahn mit großem Pulpakavum und relativ dünner Dentinschicht. Diese Erkenntnis gewann auch eine andere Studie, die sich den Temperaturentwicklungen in der Pulpa in Abhängigkeit von der Dentindicke widmete (Kodonas et al., 2009).

In der vorliegenden Arbeit wird das jeweilige Zahnpräparat nur 40 Sekunden lang bestrahlt. Für weitere Studien wäre noch interessant, welche Temperaturerhöhungen bei längerer Belichtungszeit auftreten. Beispielsweise wird im Praxisalltag beim Einsetzen von Keramikteilkronen oder -inlays ein Zahn 240 Sekunden lang von allen Seiten bestrahlt, um eine sichere Aushärtung des Befestigungskomposits zu erzielen. Es ist fraglich, ob bei einer derart

langen Belichtungszeit die Durchflussrate von 2,6 ml/min bzw. 6 ml/min ausreicht, um eine Temperaturerhöhung über 5 K zu vermeiden. Gegebenenfalls ist ein weiterer Kühlungseffekt notwendig, beispielsweise mit Luft aus einem Püster.

4.3 Klinische Relevanz

Die vorliegende in vitro-Studie zeigt, dass keine der vier untersuchten LED-Polymerisationslampen eine Temperaturerhöhung von über 5 K in der Pulpakammer erzielt, solange der Zahn „durchblutet“ ist (Durchflussrate 2,6 ml/min bzw. 6 ml/min im Versuch). Demzufolge kann man die untersuchten Lichtquellen bedenkenlos im zahnärztlichen Alltag anwenden, sofern eine Belichtungszeit von 40 Sekunden eingehalten wird. Bei Anwendungen, bei denen eine längere Polymerisationszeit oder eine höhere Lichtleistung gebraucht wird, ist eventuell eine zusätzliche Kühlung durch Luft zweckmäßig. So reiht sich diese Arbeit in ähnlich angelegte Studien ein, die nachweisen konnten, dass die Energieleistung von LED-Polymerisationslampen nicht ausreicht, um bei einem ausreichend durchbluteten Zahn die kritische Temperaturerhöhung zu erzielen, die eine Pulpanekrose auslösen kann.

Ein nichtdurchbluteter Zahn ist in vivo unter Umständen wurzelkanalbehandelt oder weist eine sterile Nekrose auf. Für diesen Fall erreichen zwei der untersuchten Lampen in allen drei Messbereichen Temperaturdifferenzen von bis zu 8 K. Es ist fraglich, ob eine derartige Temperaturerhöhung für diesen Zahn noch eine weitere relevante Schädigung hervorrufen kann.

5 Zusammenfassung

LED-Polymerisation Lampen finden zunehmend in allen Bereichen adhäsiver Behandlungstechniken Anwendung. Ziel der vorliegenden Studie war es, die Erwärmung eines Zahnes und damit ein mögliches Schädigungspotential bei Verwendung handelsüblicher Polymerisationslampen einzuschätzen.

Bei zehn extrahierten menschlichen mehrwurzeligen Zähnen erfolgte eine Teilung entlang ihrer Längsachse in mesial/distaler Richtung, um die Kanäle von zwei Zahnwurzeln freizulegen. In den apikalen Kanalbereichen wurden Kunststoffkanülen befestigt, die den Anschluss an ein Schlauchsystem zur Flüssigkeitszirkulation durch das Pulpakavum erlaubten. Die Teilungsfläche des Zahns wurde mit einem Borosilikat-Deckglas verschlossen. Jeder Zahn wurde auf der Zahnaußenfläche für jeweils 40 s mit vier Polymerisationslampen bestrahlt: (I) Bluephase Style (Ivoclar Vivadent, Ellwangen), (II) Elipar LED (Espe, Landsberg), (III) SmartLite Focus (Dentsply, Konstanz), (IV) Celalux 2 (Voco, Cuxhaven). Temperaturmessungen erfolgten bei Flüssigkeitsdurchfluss-Geschwindigkeiten von 0 ml, 2,6 ml und 6 ml/min im Bereich des Pulpakavums, des Dentins sowie im Bereich der Schmelz-Dentin-Grenze unter Verwendung einer Thermografiekamera (VarioCAM HD, InfraTec, Dresden).

Sowohl das verwendete Lampenmodell als auch die Flüssigkeitszirkulation innerhalb des Pulpakavums hatten einen signifikanten Einfluss auf den Temperaturanstieg. Bei einer versuchsbedingten Ausgangstemperatur von 22 °C wurde der höchste Temperaturanstieg für die Polymerisationslampe (I) ohne Flüssigkeitszirkulation (Median: 7,4 K, Max: 9,4 K, Min: 6,0 K) gefunden. Die geringste Temperaturerhöhung innerhalb des Pulpakavums konnte nach Anwendung der Lampen (III) und (IV) bei einem Flüssigkeitsdurchfluss von 6 ml/min (III: Median: 0,30 K, IV: Median: 0,24 K) gemessen werden ($p < 0,05$).

Beim Gebrauch der untersuchten LED-Polymerisationslampen muss bei einer Bestrahlungszeit von 40 s unter Berücksichtigung einer physiologischen Blutzirkulation im Pulpakavum nicht mit einer Schädigung von Pulpagewebe gerechnet werden.

Abstract

LED curing lights are increasingly being used in all areas of adhesive treatment techniques. The aim of this study was to estimate the heating of a tooth and its potential damage when using a commercial LED curing light.

Ten extracted human multi-root teeth were split along their longitudinal axis to expose two canals of the tooth roots. In the apical area of the canals, plastic cannulas were attached, which allowed the connection to a tube system for a circulation of fluid through the pulp chamber. The divided surface of the tooth was closed with a borosilicate cover glass. Each tooth was irradiated on its outer surface for 40 s with four different curing lights: (I) Bluephase Style (Ivoclar Vivadent, Ellwangen), (II) Elipar LED (Espe, Landsberg), (III) SmartLite Focus (Dentsply, Konstanz), (IV) Celalu2 (Voco, Cuxhaven). Temperature measurements were performed at fluid flow rates of 0 ml, 2.6 ml and 6 ml/min in the areas of the pulp chamber, dentin and enamel-dentin-line using a thermographic camera (VarioCAM HD, InfraTec, Dresden).

The used curing light models and the fluid circulation within the pulp chamber had a significant influence on the temperature rise. At a test-related initial temperature of 22 °C, the highest temperature increase for the curing light (I) was found without fluid circulation (median: 7.4 K, max: 9.4 K, min: 6.0 K). The lowest temperature increase within the pulp chamber could be measured after irradiation with curing lights (III) and (IV) at a liquid flow rate of 6 ml/min (III: median: 0.3 K, IV: median: 0.24 K) ($p < 0.05$).

Assuming a physiological blood circulation rate, pulp tissue damage might not be expected for a curing time interval of 40 s with the LED curing devices under study.

6 Anhang

In diesem Abschnitt finden sich für die vier Lampen in den Tabellen 6.1 bis 6.4 jeweils die gemessenen Temperaturen T-Ausgang, T-40s und T-max für die verschiedenen Zähne, Messbereiche und Durchflussraten jeweils für die Zeitpunkte t -Ausgang = 0, t -40s = 40 s und t -max. Für t -max = Xs ist noch die jeweilige Zeit in Sekunden angegeben.

Außerdem finden sich in den Abbildungen 6.1 bis 6.6 weitere Box-Plot-Diagramme für die maximalen Temperaturdifferenzen zum Vergleich der vier LED-Polymerisationslampen für den Bereich D und SD für alle drei Durchflussraten. Der wichtigere Bereich P wird im Kapitel 3 beschrieben.

Auch die Box-Plot-Diagramme für Temperaturdifferenzen zum Zeitpunkt der 40 Sekunden zum Vergleich der vier Lichtquellen für alle Bereiche und Durchflussraten sind in den Abbildungen 6.7 bis 6.15 aufgeführt.

Tab. 6.1 3M Espe Elipar Lampe: Gemessene Temperaturen für die verschiedenen Zähne, Messbereiche und Durchflussraten

Zahn1/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 1/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 1/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	21,92	27,25	28,15	53	P	21,84	21,93	22,56	39	P	22,07	22,38	22,39	37
D	21,75	24,4	26	70	D	21,67	22,91	23,16	61	D	21,93	22,6	22,73	51
SD	21,7	23,19	25,03	90	SD	21,57	22,66	23,37	63	SD	21,87	22,7	23,09	67
Zahn 2/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 2/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 2/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	21,87	25,67	26,7	57	P	21,82	22,26	22,57	46	P	22	22,11	22,44	42
D	22	26,25	27,57	58	D	21,97	24,58	25,13	53	D	22,12	24,14	24,71	51
SD	22	25,98	27,44	60	SD	22,06	25,34	26,16	54	SD	22,21	24,27	25	57
Zahn 3/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 3/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 3/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	22,18	26,28	26,86	50	P	22,25	22,73	22,89	39	P	22,08	22,64	22,64	40
D	22	27,61	28,38	50	D	21,92	24,73	24,89	47	D	21,76	24,2	24,31	47
SD	22,11	27,31	28,26	52	SD	21,97	26,32	26,83	49	SD	21,76	25,64	26,12	50
Zahn 4/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 4/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 4/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	21,95	26,49	27,41	52	P	21,96	22,45	22,62	38	P	21,98	22,13	22,23	42
D	22,02	25,93	27,05	55	D	21,98	23,67	23,86	53	D	21,98	23,42	23,62	52
SD	21,98	25,3	26,59	61	SD	21,92	24,43	24,88	52	SD	21,94	24,33	24,77	52
Zahn 5/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 5/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 5/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	22,02	27,73	28,52	50	P	21,67	22,25	22,44	42	P	21,77	22,08	22,15	40
D	22,08	27,29	28,25	52	D	21,86	24,24	24,52	49	D	21,81	24,06	24,24	47
SD	22,12	26,32	27,55	59	SD	22	25,14	25,74	51	SD	21,86	24,97	25,5	52
Zahn 6/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 6/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 6/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	22	28,5	29,14	49	P	22	22,68	22,9	43	P	21,84	22,33	22,41	46
D	22,14	27,41	28,42	53	D	22,13	23,97	24,44	50	D	21,79	24,24	24,69	52
SD	22,18	26,26	27,66	59	SD	22,18	24,15	25,07	57	SD	21,72	24,24	25,24	58
Zahn 7/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 7/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 7/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	22,16	28,46	29	47	P	22	22,73	22,95	39	P	21,95	22,37	22,48	40
D	22,16	28,34	28,9	47	D	21,94	24,86	24,95	46	D	21,85	24,52	24,56	43
SD	22,03	27,32	28,04	51	SD	21,8	26,05	26,33	47	SD	21,71	26,11	26,38	46
Zahn 8/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 8/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 8/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	22,05	25,8	26,81	57	P	22,1	22,56	22,77	48	P	21,82	22,12	22,23	39
D	21,95	26,51	27,77	56	D	22,08	24,6	25,16	52	D	21,83	23,22	23,46	53
SD	21,83	26,67	28	56	SD	22,04	25,55	26,5	55	SD	21,8	23,55	24,11	55
Zahn 9/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 9/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 9/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	22,05	26,6	28	56	P	22	22,46	22,63	46	P	21,93	22,21	22,28	44
D	22	25,3	26,83	66	D	21,97	23,86	24,25	50	D	21,9	23,7	24,02	50
SD	21,73	24,18	26,2	74	SD	21,64	23,73	24,65	60	SD	21,72	23,81	24,63	60
Zahn 10/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 10/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 10/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	21,93	30,32	31,12	47	P	21,92	22,71	23,04	42	P	22,06	22,36	22,54	42
D	21,96	30	30,76	48	D	22,03	25,13	25,32	43	D	22,15	24,77	24,8	43
SD	21,79	28,1	29,11	52	SD	22,13	26,71	27,16	47	SD	22,2	26,66	26,91	45

Tab. 6.2 Ivcolar Vivadent Lampe: Gemessene Temperaturen für die verschiedenen Zähne, Messbereiche und Durchflussraten

Zahn 1/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 1/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 1/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	22,08	29,83	30,91	51	P	22,11	22,45	23,14	42	P	22,05	22,5	22,68	46
D	22,08	24,91	26,85	82	D	22,29	23,26	23,78	57	D	22,13	22,89	23,22	59
SD	21,94	23,4	25,91	110	SD	22,2	23,02	23,64	65	SD	22,05	22,79	23,31	65
Zahn 2/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 2/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 2/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	21,71	26,86	28	53	P	21,86	22,42	22,7	46	P	22,02	22,5	22,85	42
D	21,8	26,86	28,2	55	D	21,81	24,36	24,71	48	D	21,87	24,41	24,78	49
SD	21,8	26,35	27,9	61	SD	21,78	25,32	26,03	55	SD	21,82	24,88	25,57	53
Zahn 3/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 3/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 3/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	21,83	27,39	28,58	54	P	21,79	22,7	22,9	48	P	21,81	22,2	22,31	41
D	21,95	28	29,38	54	D	21,83	24,95	25,47	50	D	21,72	24,88	25,15	48
SD	22,14	27,92	29,43	55	SD	22	26,62	27,5	52	SD	21,67	26,6	27,3	51
Zahn 4/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 4/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 4/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	21,96	26,83	27,95	54	P	21,8	22,6	22,82	44	P	21,95	22,49	22,56	42
D	21,96	25,63	27	62	D	21,69	23,8	24,21	52	D	21,76	23,7	24	51
SD	21,92	24,85	26,43	68	SD	21,6	23,89	24,57	55	SD	21,63	23,88	24,44	54
Zahn 5/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 5/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 5/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	21,91	27,9	29,09	54	P	21,87	22,38	22,63	45	P	21,87	22,22	22,3	44
D	21,97	27,25	28,58	55	D	21,95	24,32	24,74	52	D	21,81	24,15	24,48	50
SD	21,97	26,24	27,81	60	SD	22,04	25,27	26,08	53	SD	21,79	25,13	25,87	54
Zahn 6/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 6/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 6/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	21,9	29,43	30,65	50	P	21,83	22,58	22,87	45	P	21,82	22,29	22,41	39
D	21,98	27,67	29,11	55	D	22,08	24,73	25,33	52	D	21,98	24,74	24,93	46
SD	21,92	26,13	27,88	64	SD	22,19	25,26	26,39	57	SD	22,03	25,25	25,73	52
Zahn 7/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 7/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 7/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	22,13	29,81	31,08	50	P	22	22,85	23,32	41	P	22	22,49	22,72	40
D	22,13	29,11	30,41	51	D	22	25,88	26,13	45	D	22	25,7	25,87	45
SD	22	27,68	29,21	55	SD	21,81	26,82	27,52	49	SD	21,9	26,84	27,43	49
Zahn 8/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 8/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 8/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	22,21	28,3	29,78	54	P	21,98	22,65	23	43	P	21,7	22,21	22,36	43
D	22,14	27,14	28,77	58	D	22,15	24,26	24,66	52	D	21,88	23,08	24,11	51
SD	22,06	25,85	27,92	70	SD	22,25	24,9	25,77	57	SD	22,01	24,6	25,33	56
Zahn 9/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 9/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 9/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	22,24	27	28,42	57	P	21,92	22,27	22,43	46	P	21,98	22,13	22,2	46
D	22,3	26,5	28,24	63	D	22	24,24	24,92	54	D	21,96	24,04	24,66	55
SD	22,18	25,77	27,91	66	SD	21,9	24,64	25,94	60	SD	21,82	24,58	25,86	60
Zahn 10/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 10/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 10/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	22,1	30,28	31,5	50	P	22,07	22,83	23,19	39	P	22,03	22,42	22,61	44
D	22,14	30,4	31,62	50	D	22,14	25,35	25,6	46	D	22,14	24,58	24,75	44
SD	22,1	29,12	30,53	54	SD	22,07	27,45	28,09	48	SD	22,21	27,17	27,72	47

Tab. 6.3 Dentsply Smartlite Lampe: Gemessene Temperaturen für die verschiedenen Zähne, Messbereiche und Durchflussraten

Zahn 1/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 1/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 1/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	22,08	25,07	25,57	55	P	22,05	22,21	22,48	36	P	21,98	22,2	22,31	38
D	22,04	25,16	25,81	55	D	22,27	23,2	23,53	58	D	22,04	22,91	23,06	45
SD	21,95	24,33	25,43	73	SD	22,44	23,69	24,26	61	SD	22,09	23,13	23,44	61
Zahn 2/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 2/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 2/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	22,02	25,62	26,44	54	P	21,93	22,32	22,59	45	P	21,95	22,3	22,45	40
D	21,96	24,62	25,74	72	D	21,73	23,36	23,64	52	D	21,86	23,1	23,4	53
SD	21,94	23,88	25,31	81	SD	21,69	23,26	23,83	64	SD	21,84	23,14	23,52	58
Zahn 3/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 3/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 3/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	21,38	25,5	26	50	P	21,72	22,33	22,49	39	P	21,8	22,2	22,26	39
D	21,35	25,37	26,1	55	D	21,63	23,8	23,95	47	D	21,52	23,61	23,72	47
SD	21,5	25	26	61	SD	21,74	24,46	24,92	52	SD	21,45	24,36	24,74	51
Zahn 4/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 4/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 4/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	22,03	24,75	25,45	56	P	21,83	22,32	22,43	39	P	22,07	22,24	22,34	48
D	22,05	24,28	25,13	66	D	21,85	23,1	23,26	54	D	22,12	23	23,18	53
SD	22,02	23,88	24,86	66	SD	21,83	23,24	23,58	56	SD	22,09	23,15	23,5	56
Zahn 5/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 5/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 5/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	22,21	25,92	26,8	54	P	21,88	22,2	22,37	38	P	21,98	22,09	22,16	42
D	22,24	25,48	26,4	58	D	22,01	23,51	23,73	52	D	22,06	23,48	23,68	51
SD	22,28	24,79	26	66	SD	22,1	24,04	24,52	55	SD	22,13	24,07	24,56	54
Zahn 6/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 6/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 6/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	21,79	26,25	27,24	53	P	21,62	21,94	22,12	37	P	21,88	22,13	22,22	40
D	21,96	25	26,2	66	D	21,65	23,1	23,46	52	D	22,05	23,48	23,7	57
SD	22,02	24,12	25,77	80	SD	21,58	23,32	24,11	63	SD	22,09	23,63	24,25	46
Zahn 7/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 7/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 7/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	22,2	26,7	27,52	52	P	21,97	22,43	22,71	45	P	22,06	22,31	22,42	44
D	22,26	26,26	27,13	54	D	22,13	24,29	24,46	45	D	22,02	24,04	24,15	45
SD	22,17	25,26	26,53	70	SD	22,12	24,74	25,2	45	SD	21,84	24,48	24,87	52
Zahn 8/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 8/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 8/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	22,02	26,08	26,83	55	P	22	22,4	22,62	40	P	22,05	22,09	22,19	48
D	22,09	25,06	26,14	76	D	21,96	23,45	23,71	55	D	22	22,91	23,13	57
SD	22	24,25	25,81	90	SD	21,9	23,6	24,22	63	SD	21,96	23,23	23,8	64
Zahn 9/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 9/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 9/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	22,03	24,83	25,82	59	P	21,92	22,18	22,37	50	P	21,94	22,07	22,1	41
D	22,16	24,78	26,09	73	D	22,04	23,64	24,19	59	D	21,92	23,31	23,68	54
SD	22,03	24,47	26,13	75	SD	22,02	23,99	25,06	59	SD	21,76	23,65	24,5	59
Zahn 10/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 10/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 10/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	22,33	26,85	27,76	53	P	22,09	22,41	22,67	41	P	22,08	22,26	22,35	40
D	22,24	25,5	26,5	70	D	22,25	23,5	23,58	45	D	22	23,2	23,26	45
SD	22,1	24,31	25,88	90	SD	22,31	23,86	24,1	50	SD	22,9	23,6	23,88	51

Tab. 6.4 Voco Celalux 2 Lampe: Gemessene Temperaturen für die verschiedenen Zähne, Messbereiche und Durchflussraten

Zahn 1/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 1/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 1/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	22,14	24,71	25,36	58	P	21,9	22,2	22,53	44	P	22,06	22,19	22,25	38
D	22,08	24	25	72	D	22,08	22,92	23,2	60	D	22,12	22,62	22,74	51
SD	22,03	23,65	24,8	76	SD	22,09	22,83	23,32	68	SD	22,15	22,72	22,97	58
Zahn 2/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 2/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 2/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	21,8	24,4	25,16	60	P	21,96	22,3	22,56	46	P	22,06	22,2	22,29	39
D	21,77	24,8	25,7	58	D	21,82	23,8	24,17	53	D	21,85	23,56	23,89	52
SD	21,8	24,53	25,57	62	SD	21,75	24,25	24,85	55	SD	21,8	23,94	24,47	53
Zahn 3/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 3/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 3/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	21,9	25,61	26,06	49	P	21,83	22,5	22,64	48	P	21,68	22,25	22,31	41
D	21,84	25,84	26,46	51	D	21,95	24,07	24,4	48	D	21,5	23,73	23,88	48
SD	21,78	25,51	26,29	55	SD	22,13	24,85	25,4	51	SD	21,55	24,61	25	49
Zahn 4/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 4/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 4/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	21,79	24,6	25,1	51	P	22,17	22,5	22,61	41	P	21,95	22,22	22,27	41
D	21,79	23,62	24,3	65	D	22	22,86	22,98	50	D	22,05	22,98	23,13	53
SD	21,75	23,1	24	71	SD	21,9	22,8	23,08	59	SD	22,02	23,03	23,3	53
Zahn 5/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 5/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 5/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	21,94	25,35	26,13	54	P	21,67	21,94	22,05	45	P	21,78	21,94	22	40
D	22,02	24,56	25,39	57	D	21,75	22,76	22,92	52	D	21,68	22,68	22,85	51
SD	22,07	23,82	24,86	70	SD	21,83	23,03	23,43	56	SD	21,6	22,9	23,31	58
Zahn 6/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 6/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 6/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	21,92	25,33	26	54	P	21,87	22,2	22,29	39	P	21,84	21,98	22,04	42
D	21,98	25,64	26,41	53	D	21,84	24,28	24,54	53	D	22,01	23,9	24,2	48
SD	21,88	25,26	26,18	56	SD	21,7	24,71	25,26	53	SD	22,01	24,47	25	51
Zahn 7/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 7/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 7/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	22,08	26,26	26,65	46	P	21,95	22,5	22,75	41	P	21,92	22,21	22,34	43
D	22,02	26,13	26,57	48	D	22,1	24,8	24,93	43	D	22,04	24,56	24,74	46
SD	21,71	25,18	25,94	52	SD	22,01	25,24	25,58	48	SD	21,98	25	25,46	50
Zahn 8/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 8/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 8/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	21,95	25,05	25,87	54	P	22,15	22,48	22,67	36	P	22,18	22,33	22,42	41
D	21,95	24,78	25,74	60	D	22,06	23,57	23,69	54	D	22,14	23,34	23,52	54
SD	21,9	24,14	25,46	70	SD	21,95	23,94	24,45	57	SD	22,11	23,9	24,43	56
Zahn 9/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 9/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 9/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	22,14	25,88	26,68	50	P	21,93	22,21	22,33	42	P	21,94	22,12	22,14	37
D	22,39	25,21	26,14	57	D	22,16	23,52	23,72	50	D	22,1	23,44	23,51	50
SD	22,39	24,28	25,5	69	SD	22,2	23,7	24,24	58	SD	22,11	23,79	24,24	56
Zahn 10/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 10/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn 10/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
P	22,1	26,4	26,65	49	P	22,08	22,48	22,65	40	P	22,07	22,23	22,32	42
D	22,14	26,91	27,18	49	D	22,12	24,37	24,45	44	D	22,04	23,85	23,96	46
SD	22,14	26,6	27,43	48	SD	22,05	25,65	25,92	45	SD	21,97	25,27	25,61	47

Maximale Temperaturdifferenzen im Bereich D

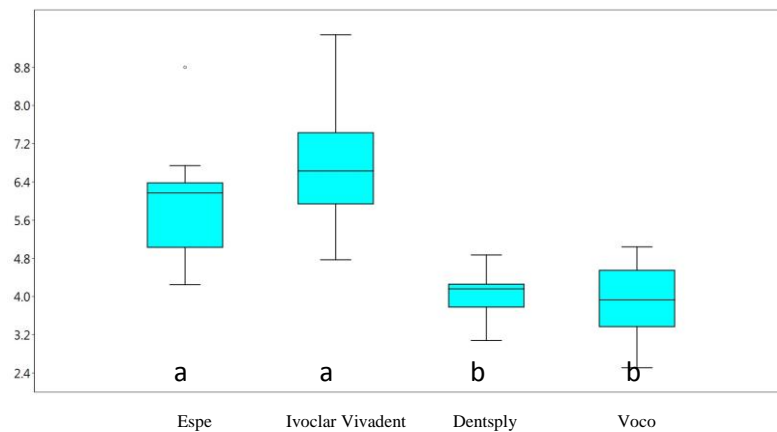


Abb. 6.1 Box-Plot-Diagramm für die maximalen Temperaturdifferenzen zum Vergleich der vier Lichtquellen im Bereich D für die Durchflussrate 0 ml/min. Unterschiedliche Indizes markieren statistisch signifikante unterschiedliche Werte

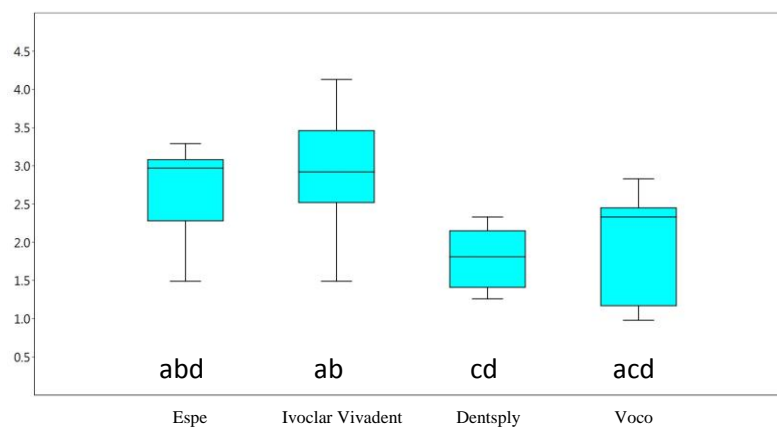


Abb. 6.2 Box-Plot-Diagramm für die maximalen Temperaturdifferenzen zum Vergleich der vier Lichtquellen im Bereich D für die Durchflussrate 2,6 ml/min. Unterschiedliche Indizes markieren statistisch signifikante unterschiedliche Werte

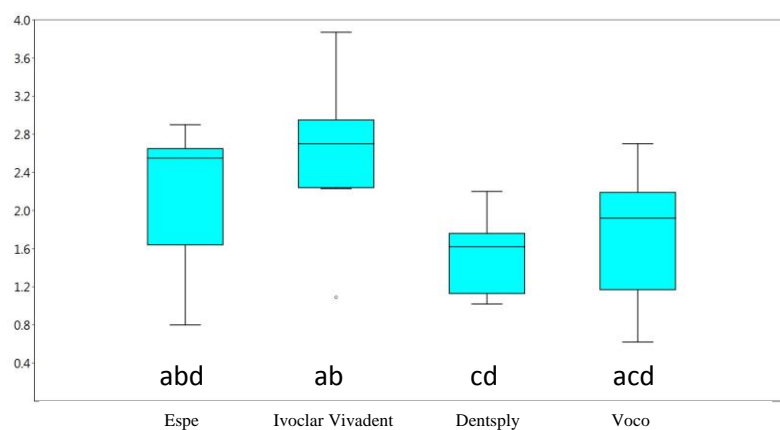


Abb. 6.3 Box-Plot-Diagramm für die maximalen Temperaturdifferenzen zum Vergleich der vier Lichtquellen im Bereich D für die Durchflussrate 6 ml/min. Unterschiedliche Indizes markieren statistisch signifikante unterschiedliche Werte

Maximale Temperaturdifferenzen im Bereich SD

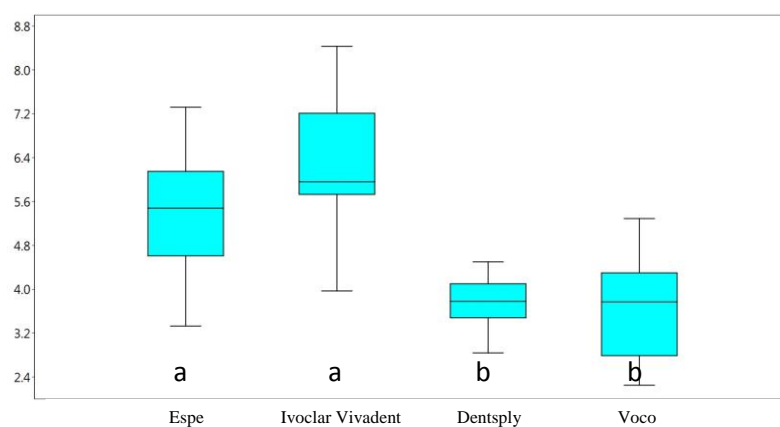


Abb. 6.4 Box-Plot-Diagramm für die maximalen Temperaturdifferenzen zum Vergleich der vier Lichtquellen im Bereich SD für die Durchflussrate 0 ml/min. Unterschiedliche Indizes markieren statistisch signifikante unterschiedliche Werte

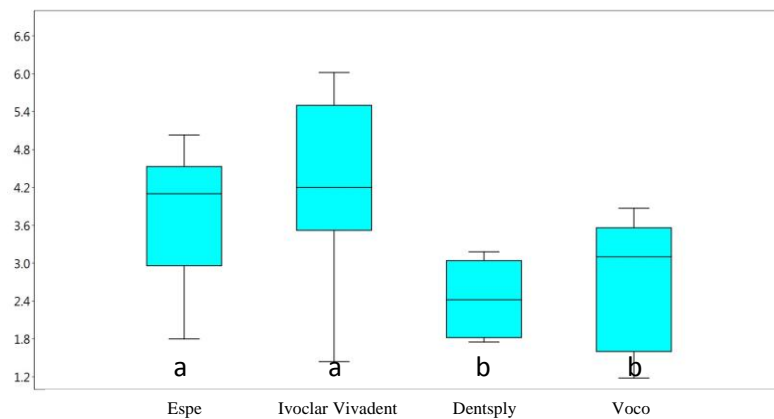


Abb. 6.5 Box-Plot-Diagramm für die maximalen Temperaturdifferenzen zum Vergleich der vier Lichtquellen im Bereich SD für die Durchflussrate 2,6 ml/min. Unterschiedliche Indizes markieren statistisch signifikante unterschiedliche Werte

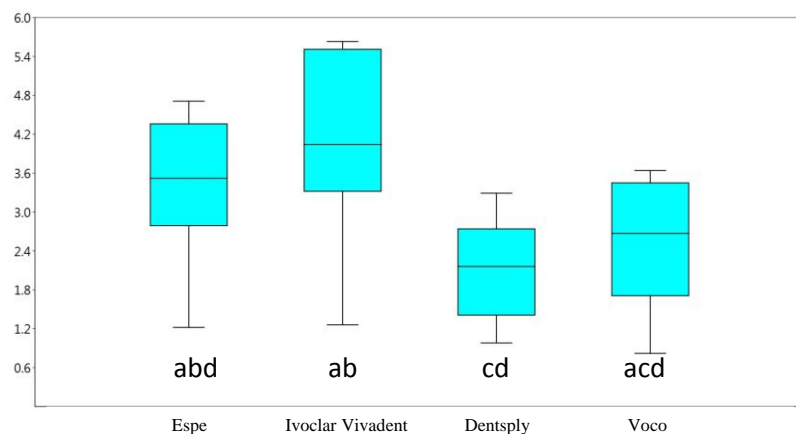


Abb. 6.6 Box-Plot-Diagramm für die maximalen Temperaturdifferenzen zum Vergleich der vier Lichtquellen im Bereich SD für die Durchflussrate 6 ml/min. Unterschiedliche Indizes markieren statistisch signifikante unterschiedliche Werte

Temperaturdifferenzen zum Zeitpunkt 40 Sekunden im Bereich P

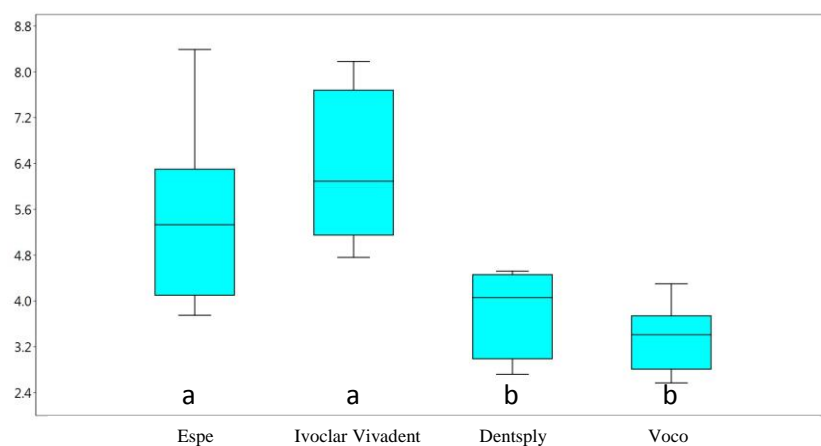


Abb. 6.7 Box-Plot-Diagramm für Temperaturdifferenzen zum Zeitpunkt der 40 Sekunden zum Vergleich der vier Lichtquellen im Bereich P für die Durchflussrate 0 ml/min. Unterschiedliche Indizes markieren statistisch signifikante unterschiedliche Werte

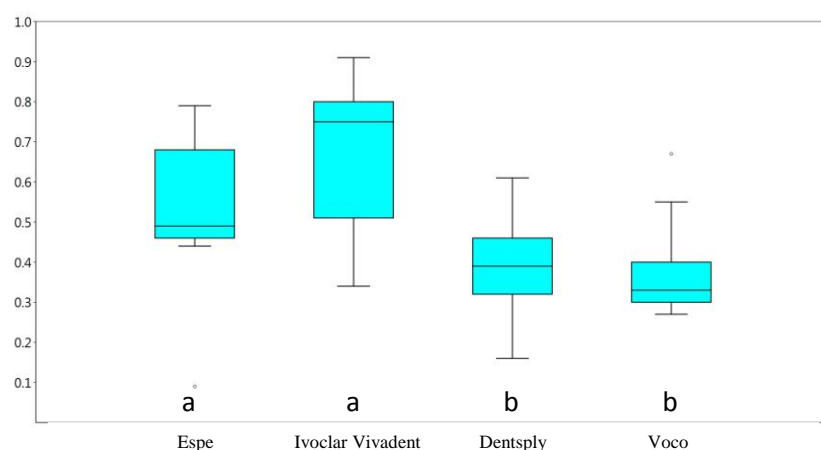


Abb. 6.8 Box-Plot-Diagramm für Temperaturdifferenzen zum Zeitpunkt der 40 Sekunden zum Vergleich der vier Lichtquellen im Bereich P für die Durchflussrate 2,6 ml/min. Unterschiedliche Indizes markieren statistisch signifikante unterschiedliche Werte

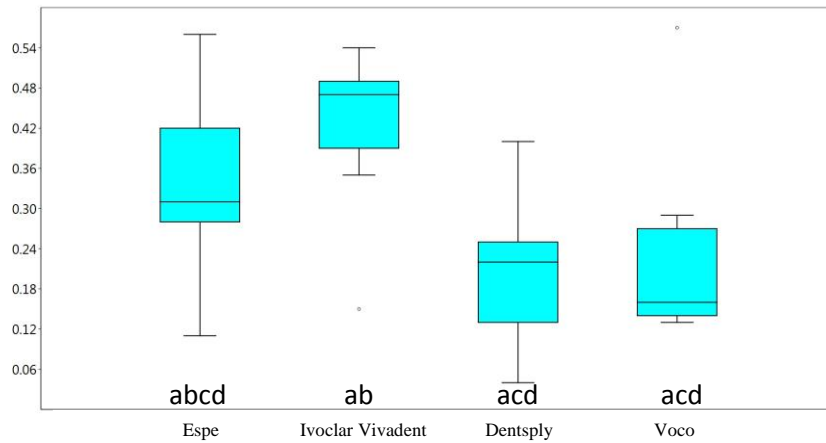


Abb. 6.9 Box-Plot-Diagramm für Temperaturdifferenzen zum Zeitpunkt der 40 Sekunden zum Vergleich der vier Lichtquellen im Bereich P für die Durchflussrate 6 ml/min. Unterschiedliche Indizes markieren statistisch signifikante unterschiedliche Werte

Temperaturdifferenzen zum Zeitpunkt 40 Sekunden im Bereich D

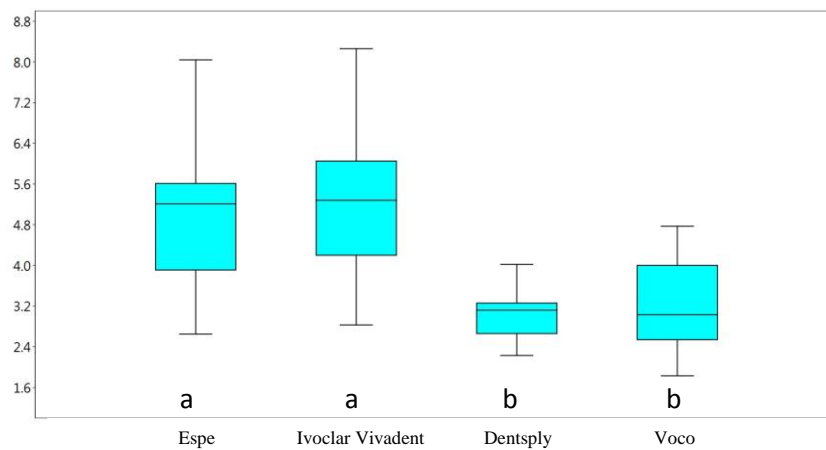


Abb. 6.10 Box-Plot-Diagramm für Temperaturdifferenzen zum Zeitpunkt der 40 Sekunden zum Vergleich der vier Lichtquellen im Bereich D für die Durchflussrate 0 ml/min. Unterschiedliche Indizes markieren statistisch signifikante unterschiedliche Werte

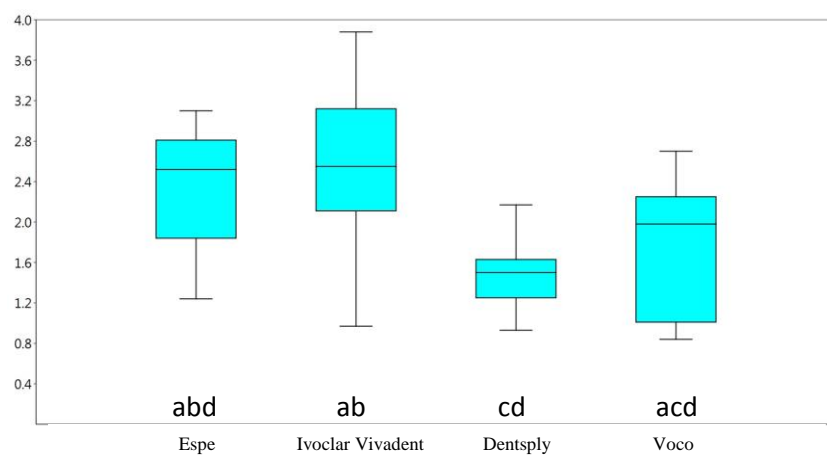


Abb. 6.11 Box-Plot-Diagramm für Temperaturdifferenzen zum Zeitpunkt der 40 Sekunden zum Vergleich der vier Lichtquellen im Bereich D für die Durchflussrate 2,6 ml/min. Unterschiedliche Indizes markieren statistisch signifikante unterschiedliche Werte

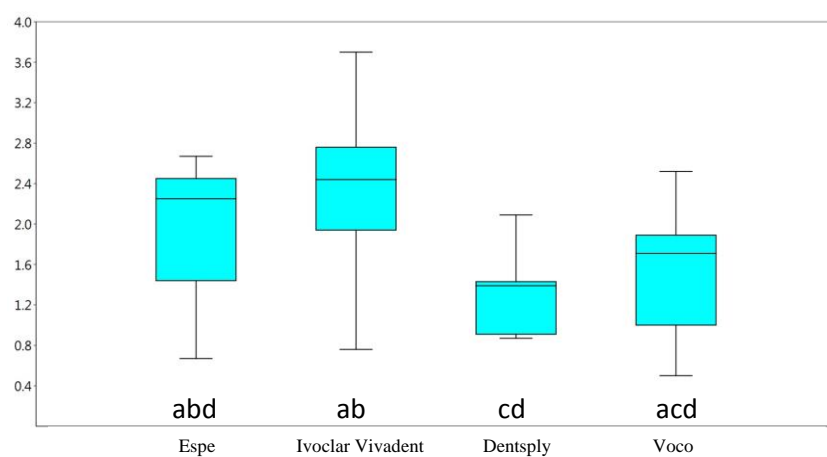


Abb. 6.12 Box-Plot-Diagramm für Temperaturdifferenzen zum Zeitpunkt der 40 Sekunden zum Vergleich der vier Lichtquellen im Bereich D für die Durchflussrate 6 ml/min. Unterschiedliche Indizes markieren statistisch signifikante unterschiedliche Werte

Temperaturdifferenzen zum Zeitpunkt 40 Sekunden im Bereich SD

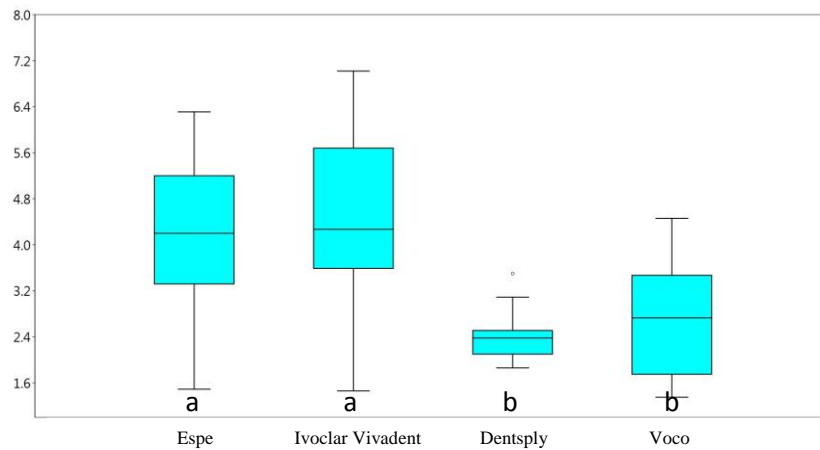


Abb. 6.13 Box-Plot-Diagramm für Temperaturdifferenzen zum Zeitpunkt der 40 Sekunden zum Vergleich der vier Lichtquellen im Bereich SD für die Durchflussrate 0 ml/min. Unterschiedliche Indizes markieren statistisch signifikante unterschiedliche Werte

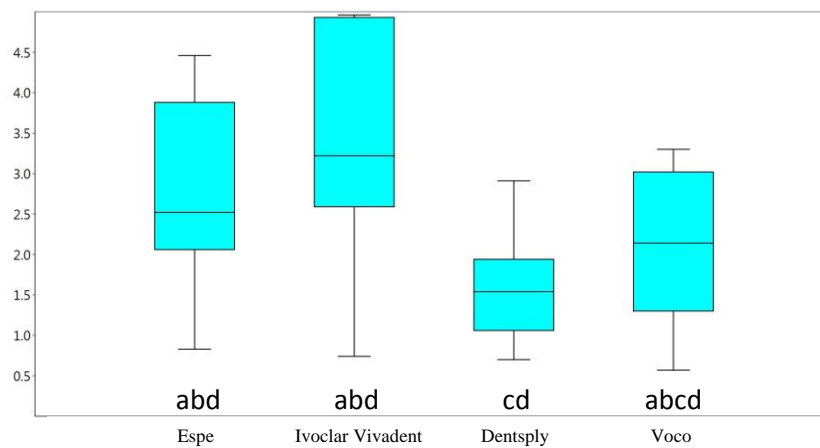


Abb. 6.14 Box-Plot-Diagramm für Temperaturdifferenzen zum Zeitpunkt der 40 Sekunden zum Vergleich der vier Lichtquellen im Bereich SD für die Durchflussrate 2,6 ml/min. Unterschiedliche Indizes markieren statistisch signifikante unterschiedliche Werte

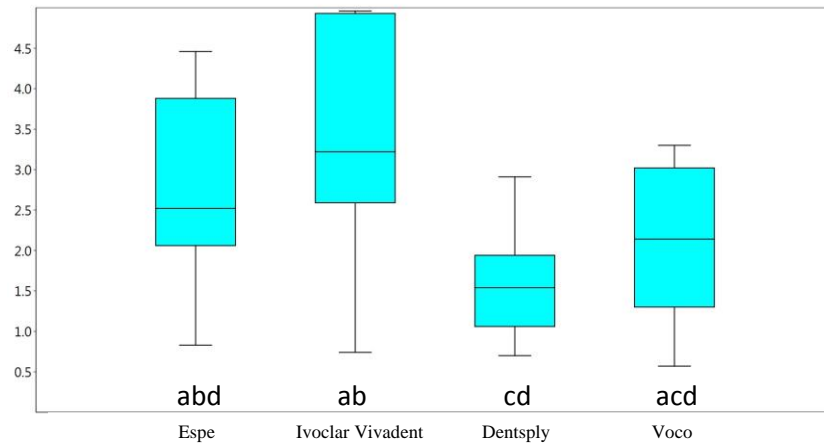


Abb. 6.15 Box-Plot-Diagramm für Temperaturdifferenzen zum Zeitpunkt der 40 Sekunden zum Vergleich der vier Lichtquellen im Bereich SD für die Durchflussrate 6 ml/min. Unterschiedliche Indizes markieren statistisch signifikante unterschiedliche Werte

Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

Abbildungen:

Abb. 1.1	Schematische Darstellung eines Schneidezahnes und seines Parodontiums (Weber 2010).....	5
Abb. 1.2	Histologischer Schnitt eines Molaren durch dessen Pulpa (Baumann und Beer, 2008)	8
Abb. 1.3	Fotografie einer „alten“ Halogenlampe mit Netzbetrieb (Hoffmann, 2015).....	10
Abb. 1.4	Dentales Laser System zur Polymerisation von Kompositen (General Project 2017)	11
Abb. 1.5	Aufbau einer LED (Craford et al., 2001)	13
Abb. 1.6	Technischer Aufbau der LED-Polymerisationslampe Free Light 2 der Firma Espe (Espe 2003)	14
Abb. 1.7	Lichtstreuungseigenschaften von verschiedenen gestalteten Lichtleitern und verschiedenen LED-Positionen. A: vorne angebrachte LED ohne Lichtleiter, B: stark konischer Lichtleiter (von 13 mm auf 8 mm), C: zylindrischer Lichtleiter (Todd und Völkel, 2016).....	15
Abb. 2.1	Einzelne Bestandteile des Zahnpräparats sowie der fertig verklebten Zahnhälfte	19
Abb. 2.2	Schematische Darstellung des Versuchsaufbau	20
Abb. 2.3	Versuchsaufbau der Studie	21
Abb. 2.4	a) Anordnung der Wärmebildkamera vor dem Zahnpräparat, b) Position des Lichtleiters am Zahnpräparat, c) Zahnpräparat bei Bestrahlung.....	22
Abb. 2.5	Zweiminütiges Temperatur-Zeit-Diagramm für das Wasser in der Pulpakammer ohne Bestrahlung: Schwankungen der Temperatur im Pulparaum bis zu 0,4 K.....	23
Abb. 2.6	LED-Polymerisationslampen von a) Dentsply, b) Voco, c) Ivoclar Vivadent und d) Espe	23
Abb. 2.7	Temperatur-Zeit-Diagramm für die drei Messbereiche P, D und SD und Wärmebilder eines Zahnpräparats zu den Zeitpunkten $t = 0$ s, $t = 40$ s und $t = t_{\text{max}}$	25
Abb. 2.8	Temperatur-Zeit-Diagramm für Versuchsmodell A: Deutliche Abkühlung im Bereich P zum Zeitpunkt 40 Sekunden durch die hier einsetzende Wasserzirkulation.....	26
Abb. 2.9	Wärmebildaufnahme mit dem wärmeren Wasser in der Pulpakammer P bei differierender Zahn- und Wassertemperatur	27
Abb. 2.10	Wärmebildaufnahme mit dem initial kühleren Wasser in der Pulpakammer P zu Beginn der Wasserzirkulation	27
Abb. 2.11	Temperatur-Zeit-Diagramm für Versuchsmodell B mit initialem Absinken der Temperatur.....	28
Abb. 2.12	Temperatur-Zeit-Diagramme bei Durchflussrate 0 ml/min: im oberen Diagramm mit Wasser und im unteren Diagramm ohne Wasser im Pulpenkavum.....	29
Abb. 2.13	Temperatur-Zeit-Diagramm zum Nachweis des Erreichens der Ausgangstemperatur des Pulpawassers innerhalb von drei Minuten	30
Abb. 2.14	Temperatur-Zeit-Diagramme von drei Wiederholungen eines Versuchsdurchlaufs bei selbem Zahnpräparat, selber Lampe und gleicher Durchflussrate 2,6 ml/min: Deutliche Abkühlung im Bereich P zum Zeitpunkt 40 Sekunden durch die einsetzende Wasserzirkulation.....	31
Abb. 2.15	Untersuchte Zahnpräparate mit eingebrachten Kanülen zum Anschluss an die Flüssigkeitszirkulation	32
Abb. 2.16	Erläuterung der Symbole in Box-Plot-Diagrammen.....	34
Abb. 3.1	LED Light Meter zur Erfassung der jeweiligen Lichtstärken der untersuchten LED-Polymerisationslampen	35
Abb. 3.2	Box-Plot-Diagramm für die maximalen Temperaturdifferenzen zum Vergleich der vier Lichtquellen im Bereich P für die Durchflussrate 0 ml/min. Unterschiedliche Indizes markieren statistisch signifikante unterschiedliche Werte	42
Abb. 3.3	Box-Plot-Diagramm für die maximalen Temperaturdifferenzen zum Vergleich der vier Lichtquellen im Bereich P für die Durchflussrate 2,6 ml/min. Unterschiedliche Indizes markieren statistisch signifikante unterschiedliche Werte	43
Abb. 3.4	Box-Plot-Diagramm für die maximalen Temperaturdifferenzen zum Vergleich der vier Lichtquellen im Bereich P für die Durchflussrate 6 ml/min. Unterschiedliche Indizes markieren statistisch signifikante unterschiedliche Werte	44

Abb. 6.1	Box-Plot-Diagramm für die maximalen Temperaturdifferenzen zum Vergleich der vier Lichtquellen im Bereich D für die Durchflussrate 0 ml/min. Unterschiedliche Indizes markieren statistisch signifikante unterschiedliche Werte	60
Abb. 6.2	Box-Plot-Diagramm für die maximalen Temperaturdifferenzen zum Vergleich der vier Lichtquellen im Bereich D für die Durchflussrate 2,6 ml/min. Unterschiedliche Indizes markieren statistisch signifikante unterschiedliche Werte	60
Abb. 6.3	Box-Plot-Diagramm für die maximalen Temperaturdifferenzen zum Vergleich der vier Lichtquellen im Bereich D für die Durchflussrate 6 ml/min. Unterschiedliche Indizes markieren statistisch signifikante unterschiedliche Werte	61
Abb. 6.4	Box-Plot-Diagramm für die maximalen Temperaturdifferenzen zum Vergleich der vier Lichtquellen im Bereich SD für die Durchflussrate 0 ml/min. Unterschiedliche Indizes markieren statistisch signifikante unterschiedliche Werte	61
Abb. 6.5	Box-Plot-Diagramm für die maximalen Temperaturdifferenzen zum Vergleich der vier Lichtquellen im Bereich SD für die Durchflussrate 2,6 ml/min. Unterschiedliche Indizes markieren statistisch signifikante unterschiedliche Werte	62
Abb. 6.6	Box-Plot-Diagramm für die maximalen Temperaturdifferenzen zum Vergleich der vier Lichtquellen im Bereich SD für die Durchflussrate 6 ml/min. Unterschiedliche Indizes markieren statistisch signifikante unterschiedliche Werte	62
Abb. 6.7	Box-Plot-Diagramm für Temperaturdifferenzen zum Zeitpunkt der 40 Sekunden zum Vergleich der vier Lichtquellen im Bereich P für die Durchflussrate 0 ml/min. Unterschiedliche Indizes markieren statistisch signifikante unterschiedliche Werte	63
Abb. 6.8	Box-Plot-Diagramm für Temperaturdifferenzen zum Zeitpunkt der 40 Sekunden zum Vergleich der vier Lichtquellen im Bereich P für die Durchflussrate 2,6 ml/min. Unterschiedliche Indizes markieren statistisch signifikante unterschiedliche Werte	63
Abb. 6.9	Box-Plot-Diagramm für Temperaturdifferenzen zum Zeitpunkt der 40 Sekunden zum Vergleich der vier Lichtquellen im Bereich P für die Durchflussrate 6 ml/min. Unterschiedliche Indizes markieren statistisch signifikante unterschiedliche Werte	64
Abb. 6.10	Box-Plot-Diagramm für Temperaturdifferenzen zum Zeitpunkt der 40 Sekunden zum Vergleich der vier Lichtquellen im Bereich D für die Durchflussrate 0 ml/min. Unterschiedliche Indizes markieren statistisch signifikante unterschiedliche Werte	64
Abb. 6.11	Box-Plot-Diagramm für Temperaturdifferenzen zum Zeitpunkt der 40 Sekunden zum Vergleich der vier Lichtquellen im Bereich D für die Durchflussrate 2,6 ml/min. Unterschiedliche Indizes markieren statistisch signifikante unterschiedliche Werte	65
Abb. 6.12	Box-Plot-Diagramm für Temperaturdifferenzen zum Zeitpunkt der 40 Sekunden zum Vergleich der vier Lichtquellen im Bereich D für die Durchflussrate 6 ml/min. Unterschiedliche Indizes markieren statistisch signifikante unterschiedliche Werte	65
Abb. 6.13	Box-Plot-Diagramm für Temperaturdifferenzen zum Zeitpunkt der 40 Sekunden zum Vergleich der vier Lichtquellen im Bereich SD für die Durchflussrate 0 ml/min. Unterschiedliche Indizes markieren statistisch signifikante unterschiedliche Werte	66
Abb. 6.14	Box-Plot-Diagramm für Temperaturdifferenzen zum Zeitpunkt der 40 Sekunden zum Vergleich der vier Lichtquellen im Bereich SD für die Durchflussrate 2,6 ml/min. Unterschiedliche Indizes markieren statistisch signifikante unterschiedliche Werte	66
Abb. 6.15	Box-Plot-Diagramm für Temperaturdifferenzen zum Zeitpunkt der 40 Sekunden zum Vergleich der vier Lichtquellen im Bereich SD für die Durchflussrate 6 ml/min. Unterschiedliche Indizes markieren statistisch signifikante unterschiedliche Werte	67

Tabellen:

Tab. 3.1	Median-, Minimum- und Maximumwerte sowie Interquartilabstände der Deltawerte des Bereichs P für alle drei Durchflussraten bei 3M Espe Elipar	36
Tab. 3.2	Median-, Minimum- und Maximumwerte sowie Interquartilabstände der Deltawerte des Bereichs D für alle drei Durchflussraten bei 3M Espe Elipar	36
Tab. 3.3	Median-, Minimum- und Maximumwerte sowie Interquartilabstände der Deltawerte des Bereichs SD für alle drei Durchflussraten bei 3M Espe Elipar	37

Tab. 3.4	Median-, Minimum- und Maximumwerte sowie Interquartilabstände der Deltawerte des Bereichs P für alle drei Durchflussraten bei Ivoclar Vivadent Bluephase Style	37
Tab. 3.5	Median-, Minimum- und Maximumwerte sowie Interquartilabstände der Deltawerte des Bereichs D für alle drei Durchflussraten bei Ivoclar Vivadent Bluephase Style	38
Tab. 3.6	Median-, Minimum- und Maximumwerte sowie Interquartilabstände der Deltawerte des Bereichs SD für alle drei Durchflussraten bei Ivoclar Vivadent Bluephase Style	38
Tab. 3.7	Median-, Minimum- und Maximumwerte sowie Interquartilabstände der Deltawerte des Bereichs P für alle drei Durchflussraten bei Dentsply Smartlite	39
Tab. 3.8	Median-, Minimum- und Maximumwerte sowie Interquartilabstände der Deltawerte des Bereichs D für alle drei Durchflussraten bei Dentsply Smartlite	39
Tab. 3.9	Median-, Minimum- und Maximumwerte sowie Interquartilabstände der Deltawerte des Bereichs SD für alle drei Durchflussraten bei Dentsply Smartlite	40
Tab. 3.10	Median-, Minimum- und Maximumwerte sowie Interquartilabstände der Deltawerte des Bereichs P für alle drei Durchflussraten bei Voco Celalux2	40
Tab. 3.11	Median-, Minimum- und Maximumwerte sowie Interquartilabstände der Deltawerte des Bereichs D für alle drei Durchflussraten bei Voco Celalux2	41
Tab. 3.12	Median-, Minimum- und Maximumwerte sowie Interquartilabstände der Deltawerte des Bereichs SD für alle drei Durchflussraten bei Voco Celalux2	41
Tab. 6.1	3M Espe Elipar Lampe: Gemessene Temperaturen für die verschiedenen Zähne, Messbereiche und Durchflussraten	57
Tab. 6.2	Ivoclar Vivadent Lampe: Gemessene Temperaturen für die verschiedenen Zähne, Messbereiche und Durchflussraten	58
Tab. 6.3	Dentsply Smartlite Lampe: Gemessene Temperaturen für die verschiedenen Zähne, Messbereiche und Durchflussraten	58
Tab. 6.4	Voco Celalux 2 Lampe: Gemessene Temperaturen für die verschiedenen Zähne, Messbereiche und Durchflussraten	59

Literaturverzeichnis

3M Espe (2003), Elipar Free Light 2, LED-Polymerisationsgerät, Technisches Produktprofil, 6–16.

3M Espe (2017), Dentalprodukte, Zahnerhaltung & Füllungstherapie,
http://solutions.3mdeutschland.de/wps/portal/3M/de_DE/3M_ESPE/Dental-Manufacturers/Products/Dental-Restorative-Materials/Dental-Devices/Dental-Curing-Light,
Zugegriffen am 24.06.2017.

Ahn J., Pogrel M.A. (1998), The effects of 2% lidocaine with 1:100,000 epinephrine on pulpal and gingival blood flow, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 85(2), 197–202.

Amatyakul S., Chakraphan D., Chotipaibulpan S., Patumraj S. (2003), Role of exercise training on pulpal blood flow in diabetic rats, *Clin Hemorheol Microcirc.* 34(1-2), 295–301.

Baumann M., Beer R. (2008), *Farbatlanten der Zahnmedizin Endodontologie*, 2. überarbeitete und erweiterte Auflage, herausgegeben von Wolf H.F., 4–8.

Bender I.B., Bender A.B. (2003), Diabetes mellitus and the dental pulp, *J Endod.* 29(6), 383–389.

Bergmann L., Schaefer C. (1965), *Lehrbuch der Experimentalphysik*, Band 1, 7. Auflage, Walter de Gruyter Verlag, S. 470–475

Brännström L., Lindén L.A., Aström A. (1967), The Hydrodynamics of the Dental Tubule and of Pulp Fluid, A Discussion of its Significance in Relation of the Dental Sensitivity *Dies Res*, 1: 310–317.

Braun A., Kecsmar S., Krause F., Berthold M., Frentzen M., Frankenberger R., Schelle F. (2015), Effect of simulated pulpal fluid circulation on intrapulpal temperature following irradiation with an Nd:YVO4 laser. *Lasers Med Sci.* 2015 May; 30(4): 1197–202.

Buonocore M. (1970), Adhesive sealing of pits and fissures for caries prevention, with use of ultraviolet light. *J Am Dent Assoc*; 80: 324–330.

Cassoni A., Rodrigues J.A. (2007), Argon laser: a light source alternative for photopolymerization and in-office tooth bleaching. *Gen Dent*, 55: 416–419.

Caughman W.F., Rueggeberg F.A., Curtis Jr. J.W. (1995), Clinical guidelines for photocuring restorative resins. *J. Am Dent Assoc*; 126: 1280–1282.

Craford M.G., Holonyak Jr N., Kish F., Jr. *Scientific American* (2001), Are We Almost Tapped Out? Safeguarding every drop of clean water, Light-Emitting Diodes, The Science of Persuasion, Evolution of Sex Chromosomes, February 2001, S. 63–67.

Craig R.G., Peyton F.A. (1961), Thermal Conductivity of Tooth Structure, Dental Cements and Amalgam, *J. D. Res.* May-June 1961, S.411–418.

Dentsply (2013), *Scientific Compendium, Smartlite Focus, Focused on Essentials*.
http://www.class2restorations.com/sites/default/files/SmartLite%20Focus_Scientific%20Compendium.pdf. Zugegriffen am 24.06.2017.

Firla M.T. (2011), Der schmerzempfindliche Zahn – lästige Überempfindlichkeit oder manifeste Erkrankung, ZMK, Fachgebiet Prophylaxe.

- Gängler P., Hoffmann T., Willershausen B., Schwenzer N., Ehrenfeld M. (2005), Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie, Thieme Verlag, S. 43–47.
- General Project, (2017), Laser Polymerisation, <http://www.dentallasersystem.com/en/dental-laser/uses>. Zugriffen am 01.06.2017.
- Habenicht G. (2009), Kleben – Grundlagen, Technologien, Anwendungen, Springer Verlag, 35–37
- Haitz R. H., Crawford M. G., Weissmann R. H. (1995), Light Emitting Diodes. In: Dass M., Hrsg. Handbook of optics; New York: McGraw Hill Inc., 12.1–12.39.
- Hashimoto S., Yamashiro M., Fujita K., Yasuda A., Sunada K. (2014), Effects of epinephrine on lidocaine pharmacokinetics and blood volume in the dental pulp, J Endod. 40(9), 1370–1374. Epub.
- Hellwig E., Klimek J., Attin T. (2013), Einführung in die Zahnerhaltung, 6. überarbeitete Auflage, 6–13, 231.
- Hickel R., Pfefferkorn F. (2015), Lichthärtung – ein Leitfaden für Praktiker, Zahnärztliche Mitteilungen Nr. 05/2015, S. 52–53.
- Hoffmann J. (2015), LED-Polymerisation – gestern, heute, morgen, Endodontologie ZWPOnline.
- Hofmann N., Hugo B., Schubert K., Klaiber B. (2000), Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength modulus and hardness of photoactivated resin composites. Clin Oral Investig., 4 (3): 140–147.
- Ikawa M., Komatsu H., Ikawa K., Mayanagi H., Shimauchi H. (2003), Age-related changes in the human pulpal blood flow measured by laser Doppler flowmetry, Dent Traumatol. 19(1), 36–40.
- Ivoclar Vivadent (2015), Passion vision innovation, Bluephase Style The Curing Light, The smallest LED for every use, https://www.ivoclarvivadent.us/medias/sys_master/images/images/h60/hc2/8839344717854.pdf. Zugriffen am 24.06.2017.
- Jandt K.D., Mills R.W. (2013), A brief history of LED photopolymerization. Dental Materials, 29: 605–617.
- Jandt K.D., Mills R.W., Blackwell G.B., Asworth S.H. (1999), Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). Dent Mater, 16: 41–7.
- Jüstel T. (2013), LED in der Kosmetik und Medizin, Institute for Optical Technologies Münster University of Applied Sciences, 18. Symposium der DAfP Lüdenscheid, 23–35.
- Kecsmar S. (2013), Auswirkung einer simulierten Flüssigkeitsbewegung in der Zahnpulpa auf die intrapulpaie Temperatur nach Laserbestrahlung der Zahnoberfläche, 39–40.
- Khaksaran N.K., Kashi T.J., Rakhshan V., Zeynolabedin Z.S., Bagheri H. (2015), Kinetics of pulpal temperature rise during light curing of 6 bonding agents from different generations, using light emitting diode and quartz-tungsten-halogen units: An in-vitro simulation, Dent Res J (Isfahan), 12(2), 173–180.
- Klimm W. (2011), Endodontologie, Lehrbuch für Studium und Beruf, 2. überarbeitete Auflage, 10–15.

- Kodonas K., Cogos C., Tziafas D. (2009), Effect of simulated pulpal microcirculation on intrachamber temperature changes following application of various curing units on tooth surface, *J Dent.* 37(6), 247–252, 485–490. Epub.
- Lan WD, Dong YC, Liu R. (2013), Specific markers and ultrastructure of lymphatic vessel in healthy human dental pulp. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue*, 2013 Dec; 22(6): 618–622.
- Lehmann K.M., Hellwig E., Wenz H.-J. (2008), *Zahnärztliche Propädeutik, Einführung in die Zahnheilkunde*, 11. Überarbeitete und erweiterte Auflage, 15, 39–44.
- Lima S.M., Grisi D.C., Kogawa E.M., Franco O.L., Peixoto V.C., Gonçalves-Júnior J.F., Arruda M.P., Rezende T.M. (2013), Diabetes mellitus and inflammatory pulpal and periapical disease: a review, *Int Endod J.* 46(8), 700–709. Epub.
- Mahn E. (2011), Light polymerization. *Inside Dentistry*. Vol 7: Iss 2. Aegis online.
- Main C., Cummings A., Moseley H., Stephan K.W., Gillespie F.C. (1983), An assessment of new dental ultraviolet sources and UV-polymerised fissure sealants. *J. Oral Rehabil.*; 10: 215–227.
- Marchetti C., Piacentini C., Menghini P. (1990), Lymphatic vessels in inflamed human dental pulp, *Bull du GIRSO* 33, 155.
- Marchetti C., Poggi P., Calligaro A., Casasco A. (1992), Lymphatic vessels of the human dental pulp in different conditions, *Anat Rec*, 234, 27.
- Meyer G., Ernst C.P., Willershausen B. (2002), Decrease in power output of new light-emitting diode (LED) curing devices with increasing distance to filling surface. *J Adhes Dent*, 4: 197–204.
- Nomoto R. (1997), Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins. *Dent Mater J*, 16: 60–73.
- Park S.H., Krejci I., Lutz E. (2002), Microhardness of resin composites polymerized by plasma arc or conventional visible light curing. *Oper Dent*, 27 (1): 30–7.
- Park S.H., Roulet J.F., Heintze S.D. (2010), Parameters influencing increase in pulp chamber temperature with light-curing devices: curing lights and pulpal flow rates, *Oper Dent*. 35(3), 353–361.
- Parul M., Rahul B., Rajan D., Ankita K. (2014), Dental light curing units – A Review, *Indian Journal of Dental Sciences Supplementary Issue*, Issue 4 Vol 6.
- Price R., Murphy DG., Dérand T. (2000), Light energy transmission through cured resin composite and human dentin. *Quintessence Int*; 31: 659–667.
- Raab W.H. (1989), Die Laser-Doppler-Flussmessung: Untersuchungen zur Mikrozirkulation der Zahnpulpa, *Dtsch Zahnärztl Z* 44, 198–200.
- Raab W.H. (1992), Temperature related changes in pulpal microcirculation, *Proc Finn Dent Soc* 88, 469–479.
- Raab W.H., Müller H. (1989), Temperaturabhängige Veränderungen der Mikrozirkulation der Zahnpulpa, *Dtsch Zahnärztl Z* 44, 496–497.
- Reinhard H., Pfefferkorn F. (2015), *Adhäsive Zahnheilkunde, Lichthärtung – ein Leitfaden für Praktiker*, zm-online Heft 3/15.

- Rueggeberg F.A. (2011), State-of-the-art: Dental photocuring – A review. *Dental Materials*, 27: 39–52.
- Runnacles P. (2015), In vivo temperature rise in anesthetized human pulp during exposure to a polywave LED light curing unit, *Dent Mater.* 31(5), 505–513. J dental Epub.
- Santis L.R., Silva T.M., Haddad B.A., Goncalves L.L., Goncalves S.E. (2016), Influence of dentin thickness on intrapulpal temperature under simulated pulpal pressure during Nd:YAG laser irradiation, *Lasers Med Sci.* 32(1), 161–167. Epub.
- Schroeder H.E. (1996), *Pathobiologie oraler Strukturen: Zähne, Pulpa, Parodont*, 3.überarbeitete Auflage.
- Sharkey S., Ray N., Burke F., Ziada H., Hannigan A. (2001), Surface hardness of light-activated resin composites cured by two different visible-light sources: an in vitro study. *Quintessence Int.* 32 (5): 401–57.
- Steiniger B., Schwarzbach H., Stachniss V. (2010), *Mikroskopische Anatomie der Zähne und des Parodonts* 18–42.
- Tirtha R., Fan P.L., Dennison J.B., Powers J.M. (1982), In vitro depth of cure of photo-activated composites. *J Dent Res*; 61: 1184–1187.
- Todd J.C., Völkel T.(2016), *Wissenschaftliche Dokumentation Bluephase® Style-Linie*, 3–17.
- Trowbridge H.O., Kim S. (1998), Pulp development, structure and function, In: Cohen S., Burns R.C. (ed.), *Pathways of the Pulp* 7th ed, Mosby St. Louis.
- Voco (2012), *Die Dentalisten, Celalux 2, Neueste Technik für ihre Praxis*
http://www.voco.de/de/product/celalux_2/Folder.pdf. Zugriffen am 24.06.2017.
- Weber T., (2010), *Memorix Zahnmedizin*, 3. vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage, Thieme Verlag, 21.
- World Medical Association Declaration of Helsinki (2002), *Ethical Principles for Medical Research Involving Human Subjects*, 1–2.
- Zach L, Cohen G (1965), Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 19: 515–530.
- Zhi-Pu Ge, Ruo-han Ma, Gang Li, Ji-zong Zhang, Xu-chen Ma (2015), Age estimation based on pulp chamber volume of first molars from cone-beam computed tomography images, *Forensic Science International* 253, 133.e1–133.e7.

Liste akademischer Lehrer

Adamkiewicz.

Arweiler

Auschill

Braun

Cetin

Feuser

Frankenberger

Gente

Gloerfeld

Höffken

Jablonski-Momeni

Korbmacher-Steiner

Lill

Lotzmann

Mengel

Meyer

Milani

Mittag

Moll

Neff

Neumüller

Nonnenmacher

Pieper

Plant

Ramaswamy

Roggendorf

Steiniger

Teymoortash

Weihe

Westermann

Danksagung

Recht herzlich möchte ich meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Andreas Braun für die Überlassung des Dissertationsthemas danken. Er war stets erreichbar und stand mit Rat und Tat hilfreich zur Seite.

Weiter möchte ich meinem Kommilitonen Herrn Petr Lulic danken, der mit mir gemeinsam den Versuchsaufbau gestaltete und die technische Durchführung mit den Messungen vornahm.